



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería en Electrónica Industrial y Automática

**FACTORES BIOMECÁNICOS ESTRUCTURALES COMO
PREDICTORES DE LA RUPTURA DEL ANEURISMA DE
AORTA ABDOMINAL A PARTIR DE IMÁGENES
REALES OBTENIDAS MEDIANTE TAC.**

Autor:

García Aleixandre, Álvaro

Tutora:

Pérez Rueda, M^a Ángeles

Departamento de Ingeniería Mecánica

Valladolid, Julio de 2014

Agradecimientos

*A mi familia por su apoyo incondicional, a mi tutora
M^a Ángeles Pérez Rueda sin cuya dirección e
impulso este trabajo no habría sido posible, a Félix
Nieto, Laurentiu Lipsa y Guillermo Vilalta por su
ayuda y valiosos consejos y a Carlos Vaquero
Puerta por la aportación de datos esenciales para
la realización de este trabajo.*

Resumen:

Un aneurisma de aorta abdominal o AAA consiste en una dilatación localizada de la aorta abdominal. El diámetro sano de dicha arteria es típicamente de 2 cm, pero al sufrir ésta patología puede llegar a incluso 8 cm. Se trata de una enfermedad asintomática cuya mayor complicación es la ruptura del saco aneurismático con consecuencias mortales en la mayoría de los pacientes. El valor del diámetro máximo ha sido típicamente el indicador de riesgo para saber si se debe realizar una intervención con el peligro que ello conlleva. Estudios previos han demostrado que realizando un estudio del comportamiento en el interior del saco aneurismático se puede obtener un valor máximo de la tensión soportada por la pared arterial y utilizarlo como indicador de riesgo. En el presente proyecto se tratará de obtener dicho indicador y tratar de relacionarlo con la morfología del aneurisma para ver si guarda relación.

Palabras clave: Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA), Factores Biomecánicos Estructurales (FBE), Asimetría, Vorticidad, Trombo Intraluminal (ITL).

Abstract:

An abdominal aortic aneurysm or AAA consists on a localized dilation of the abdominal aorta. The healthy diameter of the artery is typically 2 cm but when suffering this pathology it can reach 8 cm. It's an asymptomatic illness whose biggest complication is the rupture of the aneurysmal bag with mortal consequences for most of the patients. The maximum diameter has been typically the indicator of risk to know if surgery has to be performed. Previous studies have shown that making a study of the behaviour of the blood in the interior of the aneurysmal bag a value of the peak wall stress can be obtained and used as a risk indicator. In this project this indicator will be obtained and linked with the morphology of the aneurysm.

Key words: Abdominal Aortic Aneurysm (AAA), Structural Biomechanical Factors (SBF), Asymmetry, Vorticity, Intraluminal Thrombus (ILT).



Universidad de Valladolid

Factores biomecánicos estructurales como predictores de la ruptura del aneurisma de aorta abdominal a partir de imágenes reales obtenidas mediante TAC.



ÍNDICE

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	5
1.1 Introducción.....	7
1.2 Objetivos	9
1.3 Estado del arte	10
1.4 Estructura del proyecto.....	16
CAPÍTULO 2: ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA.....	19
2.1 Introducción.....	21
2.2 Hitos históricos	21
2.3 Morfología	22
2.4 Localización	23
2.5 Clasificación de los aneurismas arteriales según su localización:	24
2.6 Aneurisma de Aorta Abdominal	27
2.6.1 Signos y síntomas	28
2.6.2 Fisiopatología	29
2.6.3 Histopatología en el aneurisma de aorta abdominal	29
2.7 Causa y factores de riesgo	30
2.8 Diagnóstico	32
2.9 Tratamiento	34
2.9.1 Cirugía convencional.....	34
2.9.1 Cirugía endovascular.	35
CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA Y DESARROLLO	39
3.1 Obtención de imágenes tridimensionales	41
3.2 Transformación de la nube de puntos a superficie cerrada	43
3.3 Obtención de los parámetros geométricos.	45
3.4 Definición de la simulación tipo para aneurismas sin trombo intraluminal	47
3.4.1 Definición de la geometría.	49
3.4.2 Mallado para Fluent.....	50

3.4.3	Análisis de flujo.	50
3.4.4	Definición del modelo estático con presión importada.	53
3.4.5	Definición del modelo estático a presión constante.	55
3.5	Definición de la simulación tipo para aneurismas con trombo intraluminal.	56
3.5.1	Definición de las propiedades del trombo.	57
3.5.2	Definición de la geometría del trombo.	58
3.5.3	Mallado para Fluent.	59
3.5.4	Análisis de flujo.	60
3.5.5	Definición del modelo estático con presión importada.	62
CAPÍTULO 4:	PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.	65
4.1	Casos de estudio.	67
4.2	Perfiles de flujo generados.	70
4.3	Comparativa entre estudio de interacción fluido-estructura y presión constante.	78
4.4	Índice potencial de ruptura.	80
4.5	Comparativa entre parametrizaciones mecánicas del trombo intraluminal.	87
CAPÍTULO 5:	. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.	91
5.1	Conclusiones.	93
5.2	Líneas futuras de investigación.	96
CAPÍTULO 6:	ESTUDIO ECONÓMICO.	99
6.1	Introducción.	101
6.2	Costes directos.	102
6.2.1	Costes de personal.	102
6.2.2	Costes de material.	103
6.2.2	Costes directos totales.	106
6.3	Costes indirectos.	106
6.4	Coste total.	107
ANEXO I:	MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS, ANSYS.	109

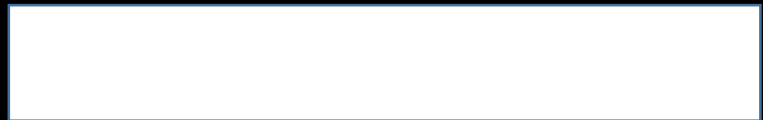
I.1 Introducción.....	111
I.2 Ansys.....	115
ANEXO II: CARACTERIZACIÓN INDIVIDUAL DE LOS CASOS.....	121
Casos sin trombo	122
Caso 1.....	122
Caso 2.....	124
Caso 3.....	126
Caso 4.....	128
Caso 5.....	130
Caso 6.....	132
Caso 7	134
Caso 8.....	136
Caso 9.....	138
Caso 10	140
Caso 11	142
Caso 12	144
Casos con trombo	146
Caso 1.....	146
Caso 2.....	147
Caso 3.....	148
Caso 4.....	149
Caso 5.....	150
Caso 6.....	151
Caso 7	152
Caso 8.....	153
Caso 9.....	154
BIBLIOGRAFÍA.....	155





CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS





CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1 Introducción

Un aneurisma de aorta abdominal (también conocido como triple-A o AAA, término que se utilizará de aquí en adelante) consiste en una dilatación localizada de la aorta abdominal. Los factores más influyentes en la probabilidad de padecer un AAA son la herencia genética, ser fumador, hipertensión, arteriosclerosis, el sexo o la edad. En cuanto a la edad se refiere, el mayor grupo de riesgo de sufrir este tipo de enfermedad son los varones mayores de 65 años. Se estima que un 8% de los varones mayores de esta edad lo padecen.

El principal problema que se presenta es su carácter asintomático, salvo en ciertos casos muy avanzados. Por ello, su detección suele ser a través de pruebas realizadas al paciente por cualquier otra razón y su crecimiento progresivo puede durar años.

La ruptura del saco aneurismático es la mayor complicación de esta enfermedad, un 90% de los pacientes que sufren la rotura del AAA mueren antes de llegar al hospital, y de los que logran llegar, sólo un 25%-65% logran sobrevivir ^[1]. Ante la opción de operar al paciente también se ha de tener en cuenta el riesgo que esto supone ya que la mortalidad del paciente en un período de 30 días posterior a la cirugía es de un 5,8% para operaciones abiertas y de un 1,7% para cirugía endovascular. Estos datos la sitúan como décima causa de muerte en mayores de 65 años en países occidentales.

Un factor indicativo de la gravedad de la enfermedad es el diámetro del saco aneurismático. Tradicionalmente se ha utilizado éste parámetro para tomar la decisión de si se debe operar (sacos con un diámetro mayor a 5,5mm) o si simplemente se debe continuar con el seguimiento. Sin embargo, hay ciertos casos en los que aneurismas de tamaño mayor que el crítico no

han roto ^[2] y al contrario, aneurismas con diámetro no peligroso han roto sin previo aviso.

Por todo lo anterior, queda claro que el diagnóstico de esta enfermedad y el intentar prever su ruptura aun es relativamente impreciso y debe ser mejorado. Estudios anteriores han realizado aproximaciones al problema mediante simulaciones de tipo mecánico con elementos finitos.

El objetivo de estos trabajos ha sido obtener un factor indicativo del riesgo potencial que tiene un determinado aneurisma de romper para saber si es necesaria una intervención quirúrgica.

El más utilizado es el PWS (Peak Wall Stress), es decir, la máxima tensión a la que está sometida la pared arterial. Parámetro que tiene una mayor correlación con la ruptura que el diámetro máximo ^[2].

Sin embargo hay otros autores como Maier *et al* ^[3] que van más allá y proponen combinar el PWS con la resistencia de la pared en los diferentes puntos del aneurisma, obteniendo así un indicador que llama IPR (Índice Potencial de Ruptura), siendo éste el cociente entre la máxima tensión soportada y la resistencia de la pared en cada punto.

A ambos factores se les conoce también como Factores Biomecánicos Estructurales (FBE).

La complejidad de ambos factores reside, en la necesidad de conocer de manera precisa ciertas características del aneurisma con el que se trabaja tales como su geometría, presión sanguínea o las características mecánicas de la pared arterial.

Estudios previos se han centrado en evaluar la influencia de éstas características en el resultado final para esclarecer si se puede obviar alguna ^[4].

Hasta ahora sólo algunos autores como D. H. J. Wang *et al* ^[5] han contemplado desde el punto de vista mecánico del trombo realizado una

caracterización del trombo intraluminal (ITL) sin llegar a resolver modelos completos.

1.2 Objetivos

La caracterización mecánica del trombo intraluminal se realiza habitualmente mediante ensayos destructivos ex vivo, ya sean extraídas de un aneurisma ya roto o durante el proceso de operación de un aneurisma con riesgo de ruptura elevado.

Con el fin de evitar el tener que someter al paciente a una operación complicada simplemente para extraer una probeta con la que determinar en qué condiciones está su arteria e incluir esos datos en la diagnosis, sería aconsejable determinar primero la necesidad de dicha operación, es decir, si la información que se obtendría resultaría crucial en el diagnóstico final.

Para ello, se pretende obtener una serie de modelos tridimensionales de aneurismas reales, sobre los cuales se intentará realizar una simulación de tipo fluido-estructura.

- En primer lugar, se analizarán los perfiles de flujo y vorticidad que se generan dentro de un aneurisma para ver si guardan relación con algunos de los factores biomecánicos estructurales como el diámetro máximo o la asimetría.
- En segundo lugar, se seleccionarán los aneurismas que no presenten trombo y con ellos se evaluará la necesidad de realizar la interacción fluido-estructura, dado que es un proceso lento y puede no ser necesario al poder realizar un análisis a presión constante.
- A la vista de los resultados obtenidos, se calculará un índice potencial de ruptura para cada modelo y se buscará si existe relación con los parámetros geométricos del mismo.
- Por último, se escogerán aquellos modelos de aneurisma que sí tengan trombo y se variarán los parámetros característicos del

éstos con el fin de establecer su relación con el criterio de diagnosis, ya sea este la máxima tensión o el índice potencial de ruptura.

En todo caso, hay que destacar que el objetivo de este proyecto no es elaborar una herramienta que permita al médico realizar el diagnóstico, puesto que eso es una tarea que requiere mucho mayor tiempo, precisión y una validación muy exhaustiva.

1.3 Estado del arte

Un factor indicativo de la gravedad de la enfermedad se ha visto que es el diámetro máximo del saco aneurismático. Tradicionalmente se ha utilizado éste parámetro para tomar la decisión de si se debe operar (sacos con un diámetro mayor a 55mm) o si simplemente se debe continuar con el seguimiento.

Sin embargo, hay ciertos casos en los que aneurismas de tamaño mayor que el crítico no han roto ^[6] y al contrario, aneurismas con diámetro no peligroso han roto sin previo aviso. Por ello, se puede pensar que el diámetro puede no ser el único factor influyente en el riesgo de la ruptura.

La mayoría de los autores coinciden en que la asimetría puede ser un factor influyente en este riesgo potencial de ruptura. La asimetría se produce debido a que la columna vertebral impide la expansión del aneurisma en esa dirección.

Existen dos maneras distintas de definir la asimetría de un aneurisma. La primera es la menos utilizada y propuesta por B. J. Doyle *et al* ^[7] en la que se emplea como medida de la asimetría la máxima distancia entra la línea media del aneurisma y la línea recta que conecta el centro del cuello proximal con el centro del cuello distal.

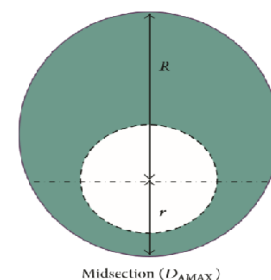


Figura 1.1. Definición gráfica del grado de asimetría

La segunda forma de definir la asimetría (β) de un aneurisma es la más utilizada y se presenta como el cociente, en el plano de máximo diámetro, entre la distancia desde la línea recta que conecta el centro del cuello proximal con el centro del cuello distal hasta la pared más cercana (r) entre la distancia desde esa misma recta hasta la pared más lejana (R). Este cociente tomará valores entre 1, para aneurismas totalmente simétricos, y casi 0 para aneurismas muy asimétricos. ($\beta=r/R$).

Una vez se ha obtenido una medida de la asimetría del modelo geométrico se ha de realizar un estudio para determinar la máxima tensión que soporta la pared del aneurisma y comprobar si existe alguna relación entre ambos parámetros.

C. M. Scotti *et al* ^[8] utilizaron la asimetría como cociente y plantearon un experimento para estudiar la relación entre ésta y la máxima presión soportada por la pared arterial. Se crearon diez modelos idealizados de aneurismas con diámetro sano a la entrada y a la salida de 20 mm y un diámetro máximo de 30 mm en la sección central. Para cada modelo se utilizó un valor de asimetría diferente que varió entre 1 (totalmente simétrico) y 0,2 (muy asimétrico).

Una vez obtenidos los diez modelos se realizó una simulación de tipo fluido-estructura con condiciones de contorno transitorias de entrada y salida que reproducían la onda pulsátil de la sangre para analizar las tensiones soportadas por la pared arterial.

A la vista de los resultados, se obtiene como conclusión el hecho de que, para una serie de aneurismas de diámetro máximo igual, será mayor la tensión que soporte la pared arterial cuanto más asimétrico sea el modelo.

En la misma línea experimental está el trabajo realizado por D. A. Vorp *et al* ^[9], quienes proponen una serie de modelos de aneurisma ideales mediante dos tipos de protocolos. El primer protocolo propone un diámetro máximo constante de 60 mm y varía la asimetría y el segundo propone una asimetría constante $\beta = 0.4$ y varía el diámetro máximo entre 40 mm y 80 mm. Con ello consiguen una muestra de modelos de aneurisma a los que

posteriormente se les somete a un análisis de elementos finitos a presión constante para evaluar la tensión soportada por la pared.

La conclusión a la que llegan los autores es que, para un diámetro constante, la tensión máxima soportada por la pared arterial aumenta conforme disminuye el índice de asimetría (modelos más asimétricos) mientras que, para asimetría constante, la tensión tangencial aumenta conforme lo hace el diámetro máximo del aneurisma y por tanto no se puede tomar uno solo de los parámetros como indicador de riesgo.

Otro tipo de experimento consiste en simplemente tener en cuenta los parámetros geométricos como indicadores del riesgo de ruptura abdominal, como es el caso de los estudios realizados por G Vilalta *et al* ^[10] y por C Kleinstreuer *et al* ^[11]. En ambos trabajos se trabaja con modelos de aneurismas reales obtenidos a partir de imágenes médicas y se calculan una serie de parámetros relacionados con la geometría del modelo como son el diámetro máximo, la asimetría, el índice de dilatación, el espesor relativo y la tasa de crecimiento.

En función del valor de estos parámetros se determina su nivel de riesgo y se calcula un indicador numérico (riesgo ruptura) que es la suma de los niveles de riesgo de todos los parámetros ponderando la importancia de cada parámetro geométrico.

Además, en el estudio de G. Vilalta, se comparan los resultados con el estado real del paciente para comprobar la veracidad del método.

Como conclusión se propone el hecho de que no sólo se puede tener en cuenta un único parámetro geométrico, como es el diámetro máximo, para determinar la peligrosidad de un aneurisma sino que hay que tener en cuenta otros que pueden ser incluso más influyentes.

Finalmente, uniendo los demás tipos de estudios comentados con anterioridad, se encuentra el trabajo realizado por E. Soudah *et al* ^[12], quienes obtienen una serie de modelos tridimensionales de aneurismas reales de pacientes mediante tomografías que presentan diferentes grados de

asimetría, tortuosidad y diámetro máximo. Posteriormente los someten a un análisis de elementos finitos con condiciones de contorno que reproducen el flujo pulsátil de la sangre para obtener la tensión máxima que soporta la pared arterial.

La conclusión que se obtiene para este estudio es que la dilatación (y por tanto la potencial ruptura) de un aneurisma no sólo depende de la geometría del mismo sino también de la carga hemodinámica soportada por la pared arterial y por tanto se ha de proponer un método que combine ambos factores.

En referencia a estudios previos sobre vorticidad y perfiles de flujo en el interior de un aneurisma, V. Deplano *et al* ^[13] realizaron un estudio experimental para determinar el comportamiento del flujo en el interior de un aneurisma de aorta abdominal.

Se modelizó un aneurisma mediante poliuretano moldeado para imitar la pared arterial. El fluido circulante fue una mezcla de agua y glicerina con unas proporciones tales que las propiedades finales eran similares a las de la sangre. Para simular el bombeo del corazón se utilizó una bomba controlada por ordenador para que generase un perfil de flujo como el real. Finalmente para obtener los resultados se utilizó un sistema PIV (particle image velocimetry) que permite observar las partículas de flujo en cada momento.

Durante el experimento se observa que la formación de una serie de vórtices a lo largo del ciclo cardíaco dentro del saco aneurismático. Estos vórtices son generados durante la fase de deceleración sistólica. Según este estudio además su impacto contra el cuello distal del aneurisma ocasionará un aumento progresivo de la presión en esos puntos.

Otros estudios por el contrario, han realizado el mismo tipo de experimentos pero mediante geometrías ideales generadas por programas de diseño para poder variar los parámetros geométricos. Es el caso del estudio realizado por G. Vilalta *et al* ^[19].

En este estudio se generaron veintiocho modelos con diferentes parámetros de diámetro máximo, longitud del aneurisma y asimetría del mismo. Una vez generadas estas geometrías, se realizó un estudio del fluido estableciendo condiciones de contorno de velocidad y presión imitando las ondas pulsátiles reales y suponiendo el fluido newtoniano e incompresible.

La simulación del fluido en el interior del saco aneurismático reveló la formación de vórtices en el interior del saco aneurismático, como se había determinado experimentalmente en otros estudios.

Una de las conclusiones que se pudieron obtener gracias a la variación de los parámetros geométricos fue el hecho de que una mayor asimetría ocasiona que la complejidad de los patrones de flujo aumente. Además, en función de la longitud del saco aneurismático se pudo observar que para modelos cortos, el efecto de las recirculaciones es mayor que para aquellos de mayor longitud.

Por tanto se puede determinar que la geometría es un factor importante en la formación de los vórtices que a su vez influirán en la presión ejercida sobre las paredes del aneurisma.

Este tipo de análisis mediante software de simulación ha sido empleado por otros autores en el estudio de la vorticidad como es el caso de C. Meyer *et al* ^[15], quienes ofrecen una descripción detallada de la evolución temporal del vórtice tanto en magnitud como en posición a lo largo de un ciclo cardíaco.

Por último, dentro de los estudios realizados mediante simulaciones, hay otros trabajos que, para mayor concordancia con la realidad, utilizan modelos de aneurismas reales obtenidos mediante reconstrucciones tridimensionales a partir de imágenes médicas obtenidas de tomografías axiales computarizadas (TAC) ^[23]. En el trabajo de CM Scotti *et al* ^[22], se estudian seis casos de aneurismas reales con diferentes formas y parámetros geométricos (los cuales fueron obtenidos mediante software de computación) sobre los cuales se realiza el mismo tipo de estudio que se describió para estudios anteriores. El objetivo era determinar si existía algún tipo de relación

ente los parámetros geométricos (diámetro máximo, tortuosidad y ángulo de bifurcación de las ilíacas) y las distribuciones de presión y tensión en la pared arterial del aneurisma.

Como conclusiones de dicho trabajo se afirma que la presión y la tensión guardan relación, en mayor o menor medida, con todos los parámetros que se definieron. Además indica que la formación de vórtices está también influenciada por ellos y que éstos vórtices a su vez podrían facilitar la formación de trombos intraluminales (ITL).

Algunos autores como A. V. Salsac *et al* ^[24] han combinado ambos tipos de experimentos, generando varias geometrías reales con distintos parámetros geométricos y sometiéndolos todos ellos al experimento de la circulación del flujo. Los resultados obtenidos fueron los mismos que se han comentado para los otros experimentos.

Actualmente, el tratamiento de los aneurismas se considera quirúrgico si el riesgo de complicaciones es elevado como se vio anteriormente. Hay dos tipos de operaciones que se pueden realizar para reparar un aneurisma.

La primera es la cirugía convencional, en la que se sustituye el sector afectado por injerto venoso. Esto conlleva muchos riesgos por el tipo de operación de que se trata.

El segundo tipo de tratamiento posible es la cirugía endovascular, en la que se introduce una endoprótesis o stent que, una vez desplegado, reconstruye la luz de la arteria. Esta cirugía tampoco está exenta de riesgos ya que se pueden producir fugas internas que requieren vigilancia cuidadosa.

S.L. Yeow *et al* ^[18], han realizado un estudio sobre las consecuencias que tiene la implantación de un stent en el flujo a través del aneurisma reparada. Para ello generaron una geometría idealizada de un aneurisma fusiforme de 5cm de diámetro (valor bajo el que sería posible una operación) y a su vez le introdujeron la geometría de dos stent con diferentes parámetros de número de cables, longitud diámetro y diámetro del cable.

A partir de esos modelos se hizo una simulación del fluido en el interior del conjunto aneurisma-stent y se observaron los perfiles de flujo obtenidos. La principal diferencia que se observa con respecto a un estudio de un aneurisma sin stent es, como se esperaba, la reducción de la velocidad del fluido en los vórtices del saco aneurismático, lo que reduce la presión en las paredes del aneurisma y facilita una futura reducción del tamaño del saco aneurismático.

1.4 Estructura del proyecto

Con el fin de cumplir los objetivos antes previstos y para poder tener claro en cada momento las tareas a realizar, se siguió el siguiente esquema.

- Capítulo 1: Realizar una introducción sobre los conceptos más importantes del tema de estudio, exponer la situación actual de diferentes investigaciones y marcar los objetivos a conseguir en el presente trabajo.
- Capítulo 2: Describir la enfermedad aneurismática en profundidad desde una punto de vista médico.
- Capítulo 3: Desarrollar la metodología utilizada. En primer lugar transformar las imágenes médicas en geometrías tridimensionales, posteriormente adecuar estas geometrías al programa de simulación y finalmente realizar las simulaciones correspondientes. Además proponer el modelo mecánico de trombo intraluminal y su parametrización.
- Capítulo 4: Exponer los diferentes resultados obtenidos.



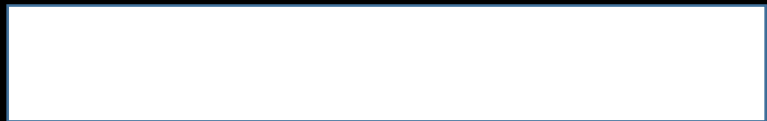
- Capítulo 5: A partir de dichos resultados sacar conclusiones en relación con los objetivos fijados en el capítulo primero. Definir también posibles líneas futuras de esta investigación.
- Capítulo 6: Estudio económico.





CAPÍTULO 2:

ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA





CAPÍTULO 2: ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA

2.1 Introducción

Un aneurisma arterial es una dilatación de la arteria cuando su diámetro aumenta, como mínimo, el 50% del normal. Se denomina aneurisma verdadero aquel en el que se encuentra alterada las estructuras de cada una de las tres capas la pared arterial, en contraposición a los pseudoaneurismas, en los que los límites de la dilatación son formados por estructuras que no constituyen la pared arterial. En ocasiones, el diámetro interno permanece normal al ser ocupado el espacio de la dilatación por un trombo intraluminal.

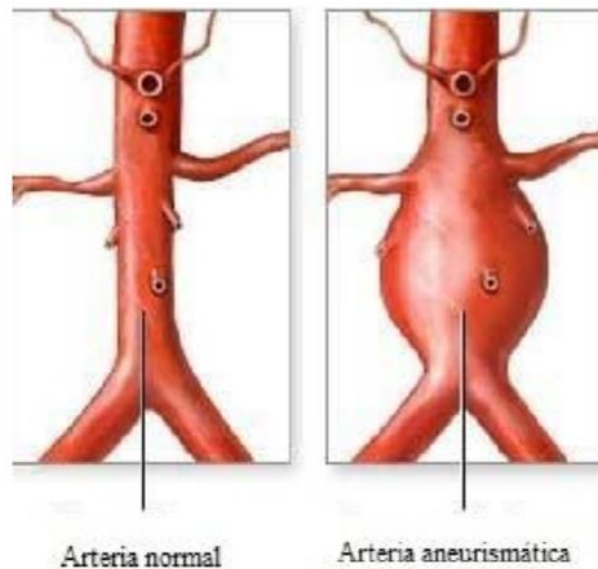


Figura 2.1: Diferencia entre arteria normal y aneurismática

2.2 Hitos históricos

El vocablo Aneurisma tiene su raíz en el griego antiguo, cuyo significado era el de dilatación. Galeno definió esta patología como masa pulsátil, tal y como se menciona en el papiro de Ebers (2000 a.C.).

El primer tratamiento por ligadura proximal de un aneurisma arterial es atribuido a Antylus. En el siglo XVI Vesalio escribe un primer tratado sobre Aneurismas.

En 1785, John Hunter realiza en Inglaterra un tratamiento de un aneurisma poplíteo por exclusión del aneurisma por ligadura arterial. En 1817, Cooper describe la primera ligadura de una aorta aneurismática, siendo infructuosa.

El primer uso de técnica endoaneurismorrafia con éxito se debió a Rudolph Matas, quien en 1923 la aplicó con éxito en el tratamiento de un aneurisma, siendo una técnica que posteriormente tuvo mucha repercusión. La primera sustitución aórtica de un aneurisma por un injerto se realiza en 1951 por Dubost.

Las prótesis plásticas introducidas por Voorhees en 1952 permiten comenzar la era moderna del tratamiento de aneurismas de aorta abdominal, con cirujanos muy importantes como De Bakey y Cooley que contribuyen a su aplicación. En 1991 se inicia el tratamiento con endoprótesis de los aneurismas, mayormente a nivel abdominal.

2.3 Morfología

La forma de un aneurisma arterial puede ser muy variada e irregular, aunque se pueden clasificar según su forma predominante. Así, pueden ser de forma sacular con un desarrollo en forma de bolsa periarterial, con ensanchamientos arteriales en forma de huso o fusiformes, los que disecan la pared del vaso dilatándola o disecantes y aquellas dilataciones cuya pared estructural no está formada por pared vascular sino engrosamientos de otras estructuras periarteriales y que se denominan falsos aneurismas o pseudoaneurismas.

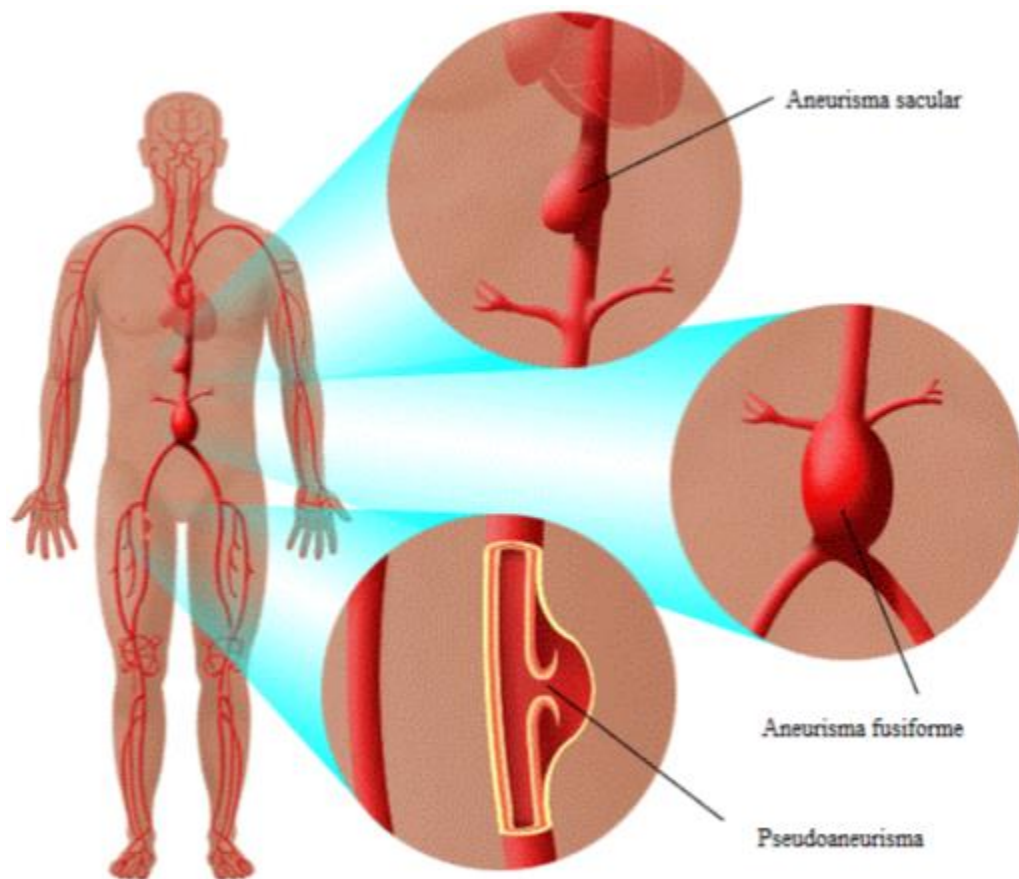


Figura 2.2: Aneurismas según su morfología.

2.4 Localización

La localización de los aneurismas es muy variada, los aneurismas cerebrales ocurren mayormente en la arteria comunicante anterior, que es parte del polígono de Willis. Los siguientes lugares más comunes para los aneurismas cerebrales son la arteria carótida interna al nivel de la arteria comunicante posterior, y al final de la arteria carótida interna.

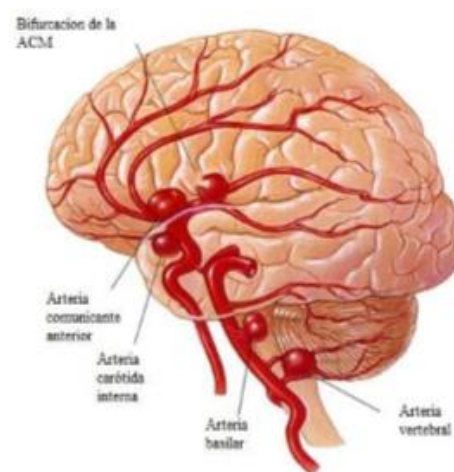


Figura 2.3: Aneurismas cerebrales

La mayoría de los aneurismas no cerebrales (94%) ocurren distales al origen de las arterias renales en la arteria aorta infrarrenal.

La aorta torácica también puede verse afectada. Una forma común de aneurisma de aorta torácica ocurre con un ensanchamiento de la aorta proximal y de la raíz aórtica, lo que acarrea una insuficiencia aórtica.

También pueden presentarse aneurismas en las piernas, particularmente en los vasos más profundos, como por ejemplo en las arterias poplíteas de las rodillas.

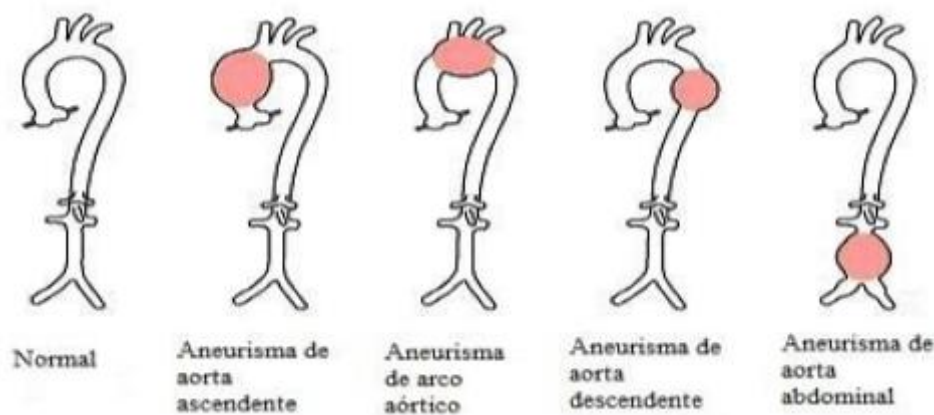


Figura 2.4: Aneurismas de aorta.

2.5 Clasificación de los aneurismas arteriales según su localización:

- *Aneurisma de aorta torácica*

Son los que se localizan en la aorta torácica a cualquier nivel, tanto en la aorta ascendente como en el arco aórtico o en la aorta descendente. Suelen tener un origen ateroscleroso y su morfología varía, predominando los fusiformes, si bien no los saculares no son excepcionales. El tratamiento quirúrgico dependerá de múltiples factores tales como el estado general del paciente o comorbilidades a la propia morfología y distribución del aneurisma. Los de aorta ascendente requieren muchas veces de sustitución de la válvula aórtica a la vez que el segmento dilatado. Los aneurismas de arco aórtico

requieren sustitución o exclusión endovascular, pero con revascularización para los troncosupraórticos. Los de aorta ascendente tienen un tratamiento más sencillo, siendo mayoritariamente endovascular. El riesgo de paraplejia postquirúrgica en estos últimos casos debe considerarse.

- *Aneurisma de aorta abdominal*

Son los de mayor incidencia en su presentación. Su etiología es desconocida pero se relaciona en muchas ocasiones con la aterosclerosis. Su clínica suele ser una masa que late y expande y a veces es acompañada de dolores. La rotura es la complicación más temida. Su tratamiento se basa en la implantación de una prótesis sustitutiva en la zona dilatada, ya sea por el método convencional o mediante la colocación de una endoprótesis.

- *Aneurismas toraco-abdominales*

De orígenes habitualmente aterosclerosos, afectan a la aorta torácica, abdominal y, en mayor medida, al sector de emergencia de las ramas viscerales, troncocelíaco, mesentérica superior y arterias renales. Su tratamiento es complicado reparando por métodos de cirugía convencional la zona aneurismática sustituyéndola con una prótesis de dacron y reimplantando las arterias digestivas o excluyendo la zona dilatada por métodos endovasculares o cirugía convencional desde otras arterias las ramas viscerales.



Figura 2.5: Aneurisma poplíteo

- *Aneurismas poplíteos*

El más frecuente después del de aorta abdominal. Se localiza a nivel de arteria poplítea, si bien a veces con extensión desde la arteria femoral superficial o afectando a los vasos distales a la arteria poplítea. Su morfología suele ser fusiforme, y en muchas ocasiones tienen trombo mural. En ocasiones su clínica se manifiesta como una masa que late y expande en el hueco

poplíteo, pero no es extraño que la primera manifestación clínica sea una isquemia arterial aguda por oclusión por trombosis del aneurisma. Su tratamiento es quirúrgico, substituyendo el aneurisma y colocando en su lugar un injerto de vena safena o material plástico de dacron o teflón. Es posible excluir el aneurisma y repermeabilizar con la realización de un bypass también de vena o material plástico. Últimamente se están desarrollando con éxito procedimientos endovasculares, colocando en el interior del vaso una endoprótesis para excluir la zona aneurismática.

- *Aneurisma carotídeo*

Se encuentra a nivel de la bifurcación carotídea y son de origen habitualmente ateroscleroso, aunque en ocasiones se atribuyen a fibrodisplasias e incluso a un origen infeccioso. Su clínica es una tumoración cervical que late y expande. El tratamiento es quirúrgico, resecando la parte aneurismática y reemplazándola por un segmento de vena safena o material plástico.



Figura 2.6: Aneurisma femoral

- *Aneurismas femorales*

Se presentan a nivel de la arteria femoral común, a veces coexistiendo con otros a nivel abdominal o ilíaco. Su forma es fusiforme y su etiología suele ser aterosclerosa. La clínica es una masa que late y expande, produciéndose a veces una trombosis por oclusión de su luz, desarrollando cuadros de isquemia arterial aguda.

El reemplazamiento de la zona afectada por material plástico protésico suele ser la opción terapéutica a seguir. Existen dos modalidades de formaciones aneurismáticas a nivel femoral en forma de pseudoaneurismas y que tienen origen iatrogénico. Uno de ellos es

el tratamiento por punción directa, que consiste en el cierre de la rotura arterial que provoca el pseudoaneurisma, ya sea de forma convencional, ocluyendo el saco aneurismático induciendo su trombosis mediante fibrina o por tratamiento endovascular colocando una endoprótesis obturadora. El otro resulta de dehiscencia de suturas a nivel femoral que crean pseudoaneurismas y que requieren su reparación quirúrgica.

- *Aneurismas viscerales*

Los más afectados suelen ser el tronco celíaco, la arteria mesentérica superior, la arteria esplénica y las arterias renales. La ruptura y, en menor medida, la trombosis son las complicaciones más frecuentes. Su clínica suele ser la de las complicaciones y el diagnóstico en muchas ocasiones es casual por la realización de pruebas diagnósticas tipo ecografía o tomografía axial computarizada realizada por patología de otra etiología. El tratamiento se presenta de poco riesgo en el caso del aneurisma de arteria esplénica, con su ligadura o exclusión por endoprótesis. A nivel del tronco celíaco, su reconstrucción cuenta con las complicaciones técnicas de abordar esta arteria en el caso de cirugía convencional. Las arterias renales se pueden reparar mediante ligadura de la arteria y realización de un bypass aorto-renal, sustitución con vena safena o material protésico e incluso con la colocación de una endoprótesis. Los de la arteria mesentérica superior son los que presentan mayores dificultades en su tratamiento por la emergencia de las ramas intestinales y cólicas que exigen una reparación sin producir una isquemia digestiva, dificultad que se añade al abordaje dificultoso de la arteria.

2.6 Aneurisma de Aorta Abdominal

El aneurisma de aorta abdominal (también conocido como AAA, pronunciado triple-A) es una dilatación localizada de la aorta abdominal,

siendo la forma más común de aneurisma aórtico. Aproximadamente el 90% de los aneurismas de aorta abdominal son infrarrenales (se localizan bajo los riñones), pero pueden ser también pararrenales (al nivel de los riñones) o suprarrenales (sobre los riñones). Los aneurismas de aorta abdominal pueden extenderse hacia abajo hasta alcanzar una o ambas arterias ilíacas en la pelvis.

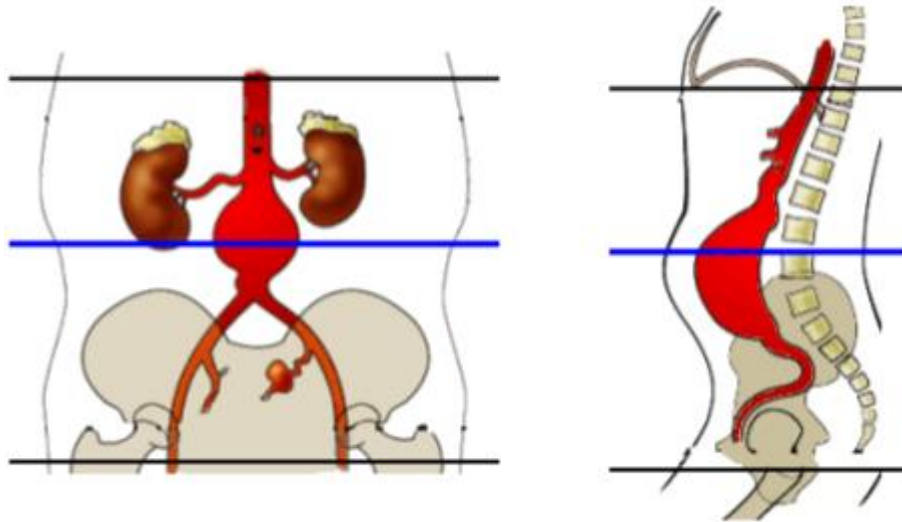


Figura 2.7: Vista frontal y lateral de un AAA

Los aneurismas de aorta abdominal suelen ser más comunes en individuos de entre 65 y 75 años, siendo más comunes en varones y fumadores. Tienden a no presentar síntomas, si bien ocasionalmente ocasionan dolor en el abdomen y en la espalda (debido a la presión de los tejidos circundantes) o en las piernas (debido a la mala distribución del flujo de la sangre). La mayor complicación de un aneurisma de aorta abdominal es la ruptura, que en la mayoría de los casos es fatal en minutos dada la gran cantidad de sangre que se derrama en la cavidad abdominal.

2.6.1 Signos y síntomas

La gran mayoría de los aneurismas son asintomáticos. Sin embargo, a medida que los aneurismas de aorta abdominal se expanden, se pueden

convertir en dolorosos y llevar a sensaciones pulsátiles en el abdomen o a dolor en el pecho, baja espalda o escroto. El riesgo de ruptura suele ser alto en los aneurismas sintomáticos, lo que suele ser indicativo de la necesidad de cirugía. Las complicaciones incluyen ruptura, embolia periférica, oclusión aórtica y aortocaval (entre la aorta y la vena cava inferior) o aortoduodenal (entre la aorta y el duodeno). En un examen físico, se puede notar una masa abdominal.

La manifestación clínica de un AAA roto normalmente incluye gran dolor en la espalda baja, lateral, abdomen e ingle. La hemorragia normalmente conduce a un shock hipovolémico, con hipotensión, taquicardia y estado mental alterado. La mortalidad de un AAA roto es del 90%.

2.6.2 Fisiopatología

El aneurisma es una enfermedad en las arterias que modifica el diámetro de las mismas y que también genera cambios en la pared arterial. Esta situación patológica provoca cambios en la superficie íntima de la pared del vaso, que junto a las modificaciones hemodinámicas favorece la trombosis endoluminal y la oclusión del conducto vascular. Los cambios degenerativos en la estructura arterial favorecen la ruptura.

2.6.3 Histopatología en el aneurisma de aorta abdominal

La pared aórtica, al igual que el resto de paredes arteriales, es un tejido biológico blando que está estructurado en tres capas o tunicas, la íntima, la media y la adventicia, separadas entre sí por membranas elásticas.

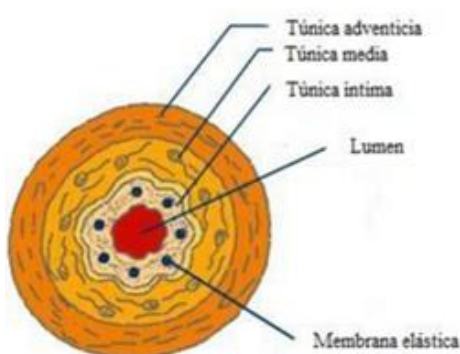


Figura 2. 8 : Capas de la pared arterial

Los cambios histopatológicos más importantes en un aneurisma de aorta se pueden ver en la túnica media e íntima.

Entre ellos se incluye la acumulación de lípidos en las células, cristales de colesterol libre extracelular, calcificaciones, trombosis, úlceras y rotura de las capas. Aun así, la degradación de la túnica media llevada a cabo por un proceso proteolítico parece ser el mecanismo patofisiológico más importante en el desarrollo de un aneurisma de aorta abdominal.

También se ha detectado una reducción del vasa vasorum (riego de la propia pared arterial) en la aorta abdominal, lo que, en consecuencia, daña la túnica media.

Todos estos cambios en el tejido arterial aneurismático respecto a uno normal, hacen que no se puedan extraer conclusiones del estado histológico del aneurisma de aorta abdominal obteniendo información de otras partes de la arteria, al ser éste generalmente más rígido. La caracterización del tejido aneurismático es posible tan sólo extrayendo muestras del propio aneurisma.

2.7 Causa y factores de riesgo

La primera causa de un aneurisma no es conocida. Ciertas circunstancias pueden influir en el desarrollo de los mismos, entre las que se encuentran patologías como la aterosclerosis, la sífilis, infecciosos también conocidos como micóticos, algunos por causa traumática, anastomóticos después de cirugía a nivel arterial e incluso se conocen casos de origen congénito. Otros se consideran inflamatorios por el estado de la pared vascular sin poder determinar claramente la causa. Los factores de riesgo más importantes para un aneurisma son los siguientes:

Edad

Con la edad las arterias se hacen menos elásticas y proclives a la dilatación, presentándose algunos cambios histológicos muy característicos como son la reducción y fragmentación de las fibras elásticas. Los varones mayores de 65 años presentan un aneurisma de aorta abdominal en el 6-8% de los casos, mientras que esta cifra aumenta al 10% en los mayores de 80

años²¹. Esto hace que el AAA esté cada vez más presente en la sociedad occidental, dada la creciente edad media de la población.

Sexo

El ratio de aparición de un aneurisma de aorta abdominal en varones respecto a mujeres es de 4:133. Sin embargo, la aparición de esta patología en una mujer suele tener mayores complicaciones, al ser mayor el riesgo de ruptura en el sexo femenino.

Tabaquismo

La mayoría de las personas que desarrollan un aneurisma de aorta abdominal (90%) han fumado en algún momento de sus vidas de manera habitual. El riesgo de ruptura no aumenta de manera significativa según algunos autores²⁰.

Influencias genéticas

La influencia de los factores genéticos es muy probable. Es muy notable sobre todo en varones, donde gran parte de los pacientes de aneurisma de aorta abdominal tienen familiares con casos similares. Hay varias teorías sobre la afección genética que podría causar una alta incidencia de AAA entre varones de las familias afectadas.

Aterosclerosis

Durante mucho tiempo se creyó que el AAA era provocado por la aterosclerosis, dado que las paredes aneurismáticas normalmente se encuentran muy afectadas. Sin embargo, esta teoría no puede ser usada para explicar el defecto inicial y el desarrollo de la oclusión que se observa en el proceso.

Deficiencia de cobre

Un factor de riesgo importante para ciertos tipos de aneurismas es la deficiencia de cobre. Se han realizado numerosos experimentos en animales,

demostrando que la deficiencia de cobre puede causar patologías cuyo origen es ciertas anomalías en la resistencia de la elastina.

Los pacientes varones que mueren de aneurismas tienen un contenido en cobre en el hígado que puede llegar a ser hasta del 26% del normal. En estos pacientes la capa media del vaso arterial (en la que se encuentra la elastina) es más delgada. El espesor de la pared, sin embargo, permanece inalterado.

Otros factores

Se sabe que ciertos factores como la diabetes, obesidad, hipertensión, alcoholismo o nivel de colesterol elevado, guardan cierta relación con la presencia de un AAA.

2.8 Diagnóstico

Tradicionalmente los aneurismas eran detectados mayormente cuando se producían las complicaciones más graves asociadas a los mismos, sean estas la ruptura o la trombosis. Podían ser detectados con anterioridad cuando el paciente sufría del síntoma característico de tumoración que late y expande. En los últimos años, sin embargo, el diagnóstico se centra especialmente en el hallazgo casual detectado por algún método diagnóstico instrumental, especialmente por tomografía axial computarizada. Los métodos diagnósticos que nos dan información son los siguientes:

Radiografía simple de abdomen

Nos puede dar el diagnóstico de un aneurisma de aorta abdominal si su pared está calcificada. La radiografía de tórax tanto en proyección posteroanterior o lateral nos puede mostrar la dilatación a nivel de la aorta torácica.

Generalmente no se utilizan como técnica de diagnóstico para el aneurisma, sin embargo este suele ponerse de manifiesto al realizársele al paciente una radiografía por causa de otra enfermedad.

Ecografía

Es un buen método de diagnóstico que nos proporciona información de certeza de la dilatación, usualmente aportando buen detalle de extensión, tamaño y situación de la pared, y la presencia o no de un trombo en su interior. Tiene gran valor en el diagnóstico de aneurisma de aorta abdominal y se utiliza en el seguimiento de los pacientes en los que no está indicada la cirugía en el momento de su diagnóstico.

Tomografía axial computarizada

Es el método actual más preciso en cuando a información de la geometría del aneurisma. La precisión de los datos es milimétrica, añadiendo reconstrucciones tridimensionales añadidas a los datos ofertados por los cortes tangenciales y sagitales. No sólo la geometría obtenida es muy exacta, sino que su relación con los tejidos circundantes también es obtenida con precisión. Esto hace que sea la técnica más utilizada como segundo paso en el diagnóstico de un aneurisma que opta a ser operado.

Utilizado con la inyección de contraste intravascular, este método potencia su precisión diagnóstica, llamándose a esta técnica angioTAC.

Resonancia nuclear magnética

Está mostrándose como un método que aporta una información muy precisa, que en determinadas circunstancias está reemplazando a la Tomografía Axial Computarizada, si bien en muchos casos se utiliza para complementar la información aportada por ésta. También permite realizar reconstrucciones tridimensionales.

Angiografía

Ya sea por sustracción digital (DIVAs) o convencional, aporta información sobre la extensión del propio aneurisma aunque es más valiosa su información sobre la situación de los vasos colaterales a éste. Esta prueba se ha reemplazado en la mayoría de casos por las pruebas diagnósticas anteriores.

2.9 Tratamiento

En el momento actual, el tratamiento de los aneurismas se considera quirúrgico si el riesgo de las complicaciones es elevado. Este hecho está generalmente soportado en el tamaño del aneurisma, su localización y su morfología. El tratamiento conservador se basa en el control de los factores de riesgo y el índice de crecimiento del aneurisma.

2.9.1 Cirugía convencional.

La técnica quirúrgica convencional empleada es la sustitución del sector afectado por un injerto venoso generalmente de vena safena si el tamaño del vaso a sustituir lo permite o la colocación de un injerto protésico de dacron o teflón. En ciertas ocasiones, como en la arteria femoral, la carótida o la poplítea, se puede reseca toda la dilatación realizando una sustitución total. A nivel de aorta abdominal, sin embargo, donde la arteria tiene implicaciones con las estructuras vecinas y emergen ramas de su pared, es posible abrir el vaso dilatado y colocar un injerto en su interior para reconstruir el conducto, e incluso anastomosar al mismo las ramas colaterales, simplificando de esta forma el procedimiento quirúrgico.

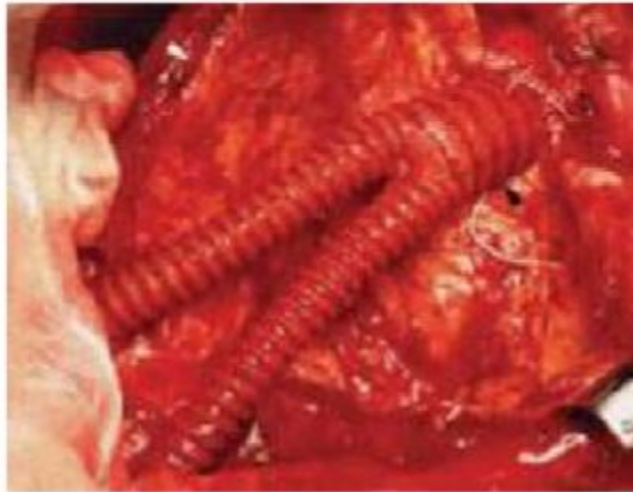


Figura 2.9: Injerto protésico ya colocado

2.9.1 Cirugía endovascular.

Como alternativa a esta técnica convencional, se ha desarrollado en los últimos años el tratamiento de los aneurismas de aorta abdominal con la reconstrucción del vaso implantando por vía endovascular endoprótesis o stent cubiertos, que reconstruyen la luz del vaso una vez desplegados.

Este procedimiento se realizó por primera vez en 1987 por Nicholas Volodos en Kiev y fue introducido en un artículo escrito en 1988. En Argentina fue introducido por primera vez por Juan Parodi y en el mismo año en Estados Unidos por Dake.

Preoperatorio

Antes de considerarse a los pacientes aptos para el tratamiento, deben pasar una serie de pruebas rigurosas. Estas incluyen un TAC completo del tórax, el abdomen y la pelvis, y también análisis de sangre. El TAC otorga medidas precisas del aneurisma y de la anatomía circundante. En particular, el calibre y la tortuosidad de las arterias ilíacas y la unión del cuello del

aneurisma con las arterias renales son muy importantes a la hora de determinar si dicho aneurisma es apto para la reparación endoluminal.



Figura 2.9: Imagen CT previa a la intervención

Procedimiento

El tratamiento se lleva a cabo en un ambiente estéril, bajo guía de rayos X. El paciente es sometido a anestesia general o epidural.

Se introducen “vainas” vasculares dentro de las arterias femorales del paciente a través de las cuales pasarán las guías, los catéteres y, eventualmente, el stent graft.

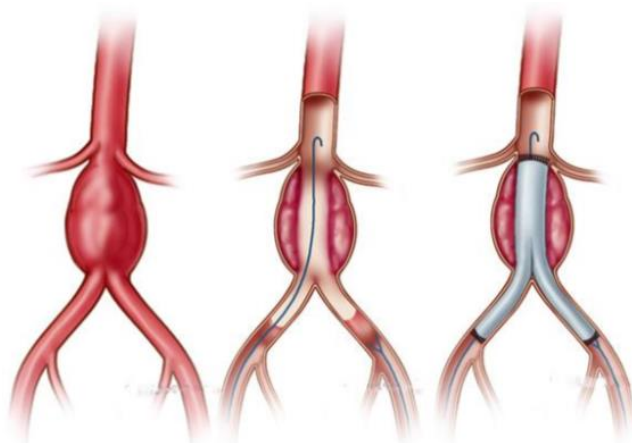


Figura 2.10: Pasos de colocación de un stent graft. En el primer dibujo se muestra el aneurisma visto desde fuera. El segundo dibujo muestra la colocación de la guía. El tercer dibujo muestra la colocación del stent graft ya expandido.



Se toman angiografías de la aorta para determinar la localización de las arterias renales del paciente y que, de esta manera, el stent graft pueda ser colocado sin bloquear las arterias renales. Si esto ocurriese, causaría un fallo renal, por lo que la precisión y el control en la colocación del stent graft es sumamente importante. Primeramente se coloca el cuerpo principal del stent graft, seguido de los “miembros” que se unirán al cuerpo principal y se situarán en la bifurcación aórtica para proporcionar un mejor apoyo y una extensión a las arterias ilíacas.

La idea es que el stent graft, una vez colocado, actúe como una vena artificial a través de la que circula la sangre, y así no lo haga a través de la cavidad aneurismática circundante. Esto elimina inmediatamente la presión de la pared aneurismática.

Complicaciones

Este procedimiento intenta reducir la morbilidad y mortalidad del tratamiento de arteria abierto. Aún así, existen problemas de durabilidad y problemas como los “endoleaks” (fugas en el aneurisma ya tratado) que requieren una vigilancia cuidadosa.





CAPÍTULO 3:

METODOLOGÍA Y DESARROLLO





CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA Y DESARROLLO

3.1 Obtención de imágenes tridimensionales

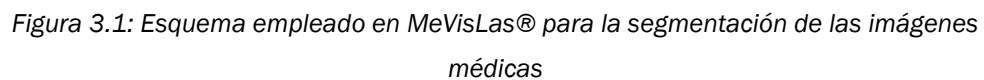
El proceso comienza obteniendo una tomografía axial computarizada (TAC a partir de ahora) del paciente al que se le ha diagnosticado el aneurisma al cual se le estará haciendo un seguimiento para analizar el crecimiento del mismo.

Este proceso se realizó en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid y para el presente estudio se han utilizado TACs de 7 pacientes varones caucásicos de entre 73 y 91 años que presentaban aneurismas de diferentes tamaños que posteriormente se caracterizarán.

Una vez obtenidas las tomografías, lo que se obtiene es una serie de imágenes en formato DICOM (formato normalizado para imágenes médicas) las cuales se procesarán utilizando el software MeVisLab®. MeVisLab es un marco de aplicaciones multi-plataforma para el procesamiento de imágenes médicas y visualización científica. Incluye algoritmos avanzados para el registro de imágenes, segmentación y análisis cuantitativo de imagen morfológica y funcional.

El objetivo es, partiendo del conjunto de imágenes obtenidas del TAC, conseguir una nube de puntos que represente la zona del aneurisma en tres dimensiones aislándola del resto de información.

Para ello, el programa dispone de una serie de módulos donde se realiza una tarea diferente y están interconectados como muestra el esquema de la Figura 3.1.



- Cargar en el programa el conjunto de imágenes en formato DICOM.
- Para cada una de las secciones transversales seleccionar la región de interés.
- Interpolar para unir las regiones de interés en los diferentes planos.
- Suavizar la superficie obtenida para eliminar posibles ángulos que se hayan creado y así obtener una superficie regular. Esta operación no afectará a la forma original de la geometría ya que se utilizan factores correctivos.
- Guardar la geometría en un formato (.stl) adecuado para el siguiente programa a utilizar.

42

ejecutando con el software MeVisLab® se pueden ver resumidas en la Figura 3.2.

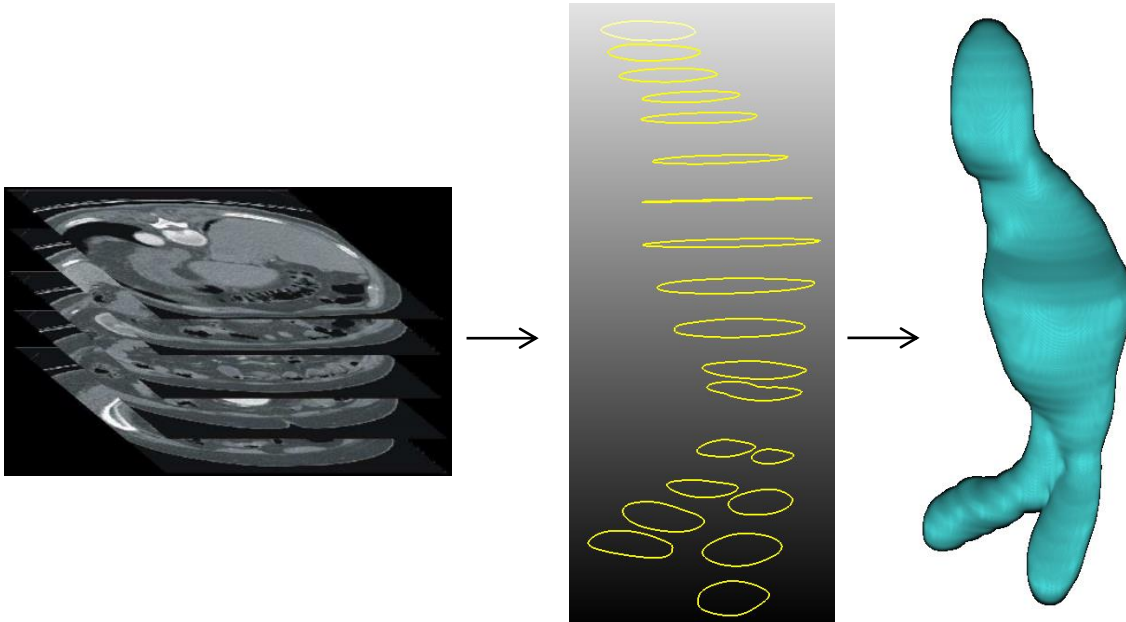


Figura 3.2: Etapas por las que pasa la geometría en el programa.

3.2 Transformación de la nube de puntos a superficie cerrada

Como se ha indicado anteriormente, de MeVisLab® obtenemos una nube de puntos con la forma de la geometría del aneurisma. Sin embargo, el software de simulación que se utilizará necesita un sólido para trabajar. Por tanto, se utilizará el software Catia® para hacer los cambios necesarios para obtener el sólido.

Catia® es un programa informático de diseño, fabricación e ingeniería asistida por computadora comercial realizado por Dassault Systèmes. El programa está desarrollado para proporcionar apoyo desde la concepción del diseño hasta la producción y el análisis de productos.

De todos los módulos que dispone el programa, sólo se utilizarán cuatro. Cada uno con una función específica para llegar al objetivo. Las operaciones que se realizan en cada módulo son las siguientes:

- Digitized Shape Editor: Importar la nube de puntos obtenida en el programa anterior y seccionar la entrada y la salida. Esta última operación se realiza para que posteriormente sea más fácil definir los conductos de entrada y salida del aneurisma.
- Quick Surface Reconstruction: Crear una superficie a partir de la nube de puntos.
- Generative Shape Design: Cerrar la entrada y las salidas y convertirlo todo en una sola superficie cerrada.
- Part Design: Crear un volumen a partir de una superficie cerrada.

Una vez finalizado este proceso se ha obtenido un sólido con la forma del aneurisma en el que están definidas claramente la entrada y las salidas. Las diferentes etapas que ha ido ejecutando Catia® se pueden ver resumidas en la Figura 3.3.

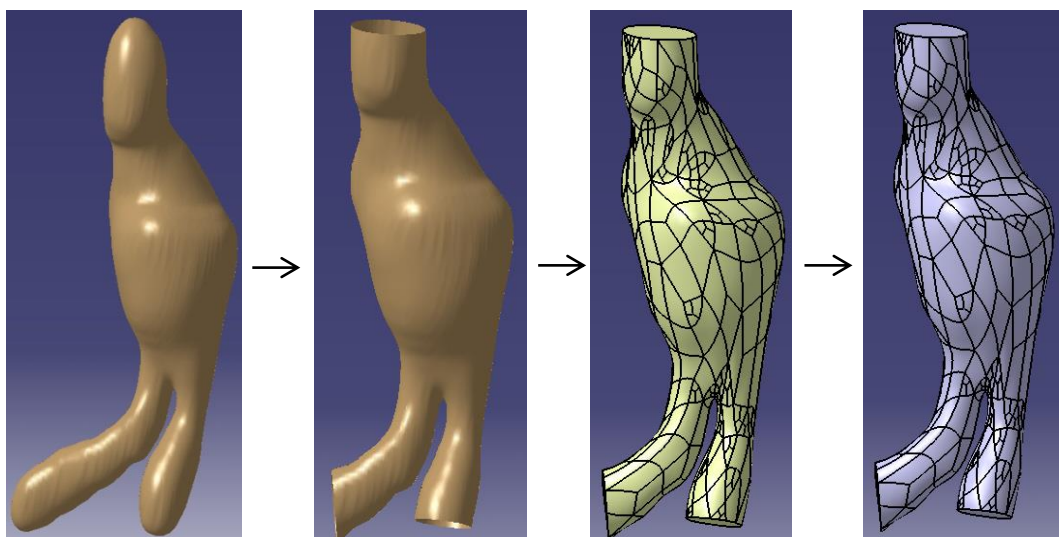


Figura 3.3: Etapas por las que pasa la geometría en el programa.

Este proceso proporciona una geometría sólida del aneurisma del paciente. En el caso de que el paciente tenga un trombo intraluminal, el proceso a seguir es similar al anterior. En este caso se tendrán que generar dos nubes de puntos distintas en MeVisLab®, una que represente el lumen del aneurisma y otra que represente la pared arterial exterior al trombo. Ambas se introducirán a la vez en Catia® y, antes de generar el sólido final, cuando se tengan dos superficies cerradas, se recortarán para obtener por separado un sólido que represente el lumen y otro que represente el trombo intraluminal.

Esquemáticamente, los cambios que sufrirán ambas geometrías se representan en la Figura 3.4

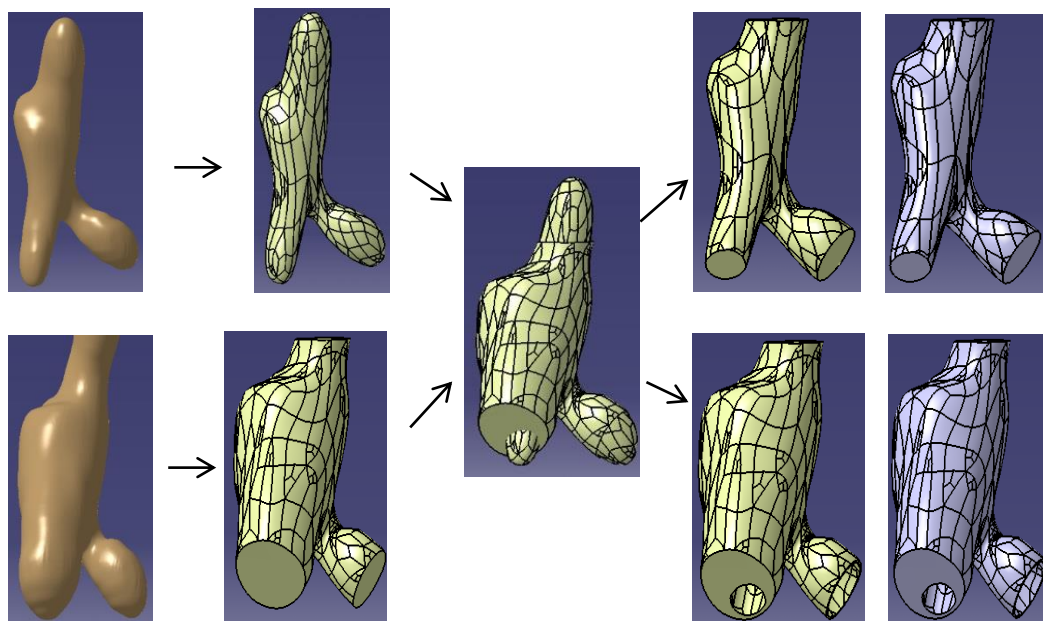


Figura 3.4: Etapas por las que pasan las geometrías en el programa.

3.3 Obtención de los parámetros geométricos.

A partir de las nubes de puntos obtenidas en el primer proceso, se pasará a caracterizar las geometrías para verificar que son una muestra

representativa de las diferentes posibilidades de tamaños y formas que puede tener un aneurisma. Para ello se utilizó el Software VMTK.

VMTK (Vascular Modelling Toolkit) se trata de una colección de librerías y herramientas para el lenguaje de programación Python para reconstrucción tridimensional, análisis geométrico, generación de mallas y análisis de datos superficiales para vasos sanguíneos modelados en base a imágenes médicas.

Para ejecutar las mediciones se dispone de una serie de comandos escritos en un fichero de texto que el propio lenguaje Python ejecutará sobre la geometría que se le indique.

Las operaciones que realizan dichos comandos son las siguientes:

- Leer la nube de puntos y transformarla a un formato “.vtp” propio del programa.
- Aumenta la calidad de la superficie para obtener una mayor resolución en las medidas.
- Calcula la línea central que pasa a través del aneurisma habiéndole indicando previamente la superficie de entrada y las de salida.
- Para cada punto de la línea central calcula los diámetros máximo y mínimo de la sección perpendicular a la línea central.
- Crea un fichero “.dat” con los datos de coordenadas de cada punto y diámetros de cada uno.

Una vez que se ha obtenido el fichero de salida, se abrirá con Microsoft Excell para procesar los datos. Representados la tabla que se obtiene, en cada fila se encuentra un punto de la línea central con sus coordenadas y sus respectivos diámetros máximo y mínimo.

En este momento se han de localizar manualmente las coordenadas del cuello proximal y distal y hallar el diámetro máximo entre ambos.

Obtenidas ya las coordenadas del centro de los cuellos y del centro de la sección de máximo diámetro se pasa a dibujar la recta que une los cuellos y

se calcula su distancia al centro de diámetro máximo con la que se calculará la asimetría.

En total los parámetros que interesan son el diámetro máximo, la asimetría, el índice de dilatación y la tasa de deformación que se explicarán más adelante.

En la Figura 3.5 se muestran los pasos que se han realizado para la toma de medidas.

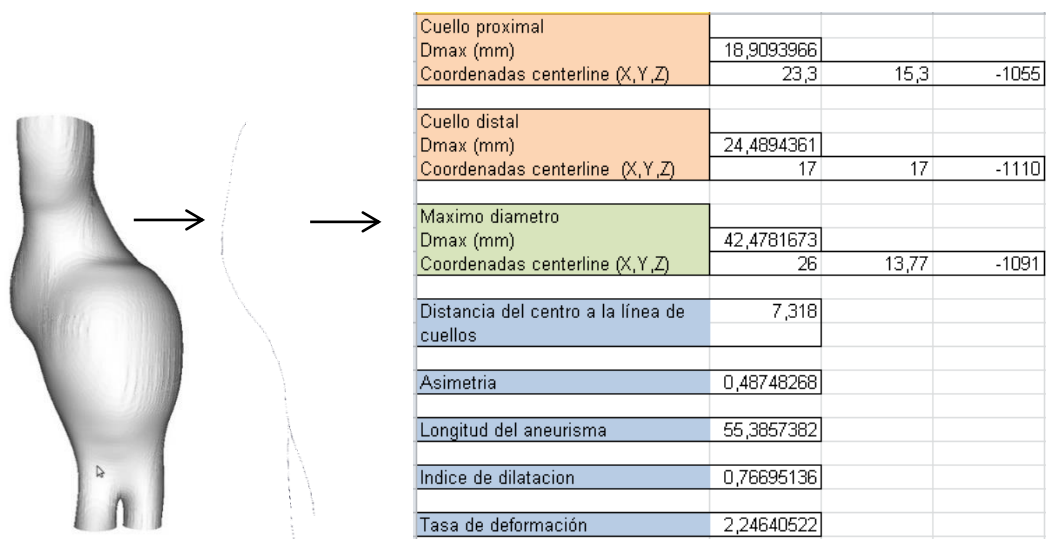


Figura 3.5: Operaciones realizadas para la toma de medidas

3.4 Definición de la simulación tipo para aneurismas sin trombo intraluminal

En la primera parte del trabajo se estudiarán casos de aneurismas que no presentan trombo intraluminal y posteriormente se trabajará con los que sí. Puesto que el tipo de simulación es diferente, en primer lugar se expondrá la simulación tipo para aneurismas sin trombo

El primer paso para realizar la simulación de todos los aneurismas con los que se trabajará es crear una primera simulación tipo para la cual,

variando sólo la geometría de entrada, se pueda actualizar y obtener el resultado de salida para cualquier modelo.

A la hora de escoger el tipo de análisis que se va a realizar se han barajado dos posibilidades. Una se trata de realizar una simulación estática a presión constante en la pared interna del aneurisma e igual a la presión sistólica máxima (120mmHg ó 0,016MPa), la otra es realizar una simulación de interacción sólido-fluido (FSI, Fluid Solid Interaction).

La opción del FSI es la más precisa y cercana a la realidad puesto que en ella existe la posibilidad de introducir la onda de presión del flujo sanguíneo que refleja un latido del corazón y ver qué presiones soporta el sólido en cada momento debido a éstas variaciones. Además se pueden observar los diferentes patrones de flujo que se producirán en el interior del aneurisma y el efecto de los mismos sobre la presión en la pared del aneurisma.

Por otra parte el análisis a presión constante es una simplificación ya que sólo contempla el momento de la onda de presión en que la presión es máxima. La ventaja de éste método frente al primero es su menor coste computacional ya que en el FSI primero hay que hacer un análisis de fluido y posteriormente introducir todos los datos calculados en cada momento para realizar un análisis estático mientras que en este segundo sólo se considera el momento en que esta onda de presión es máxima y se supone que esa presión es uniforme. Esta simplificación deriva en un menor tiempo de cálculo y mayor simplicidad del modelo.

En el presente trabajo, se van a contemplar ambas posibilidades para comprobar si existe pérdida de información al hacer la simplificación de presión constante frente al análisis real de interacción fluido-estructura.

El esquema final que se propone es una combinación del módulo FSI que tiene Ansys personalizado y un análisis estático simple. Todos los bloques comparten las mismas geometrías y se utilizará salida paramétrica para visualizar los resultados de ambos módulos estáticos a la vez. Inicialmente el sistema estará como muestra la Figura 3.6.

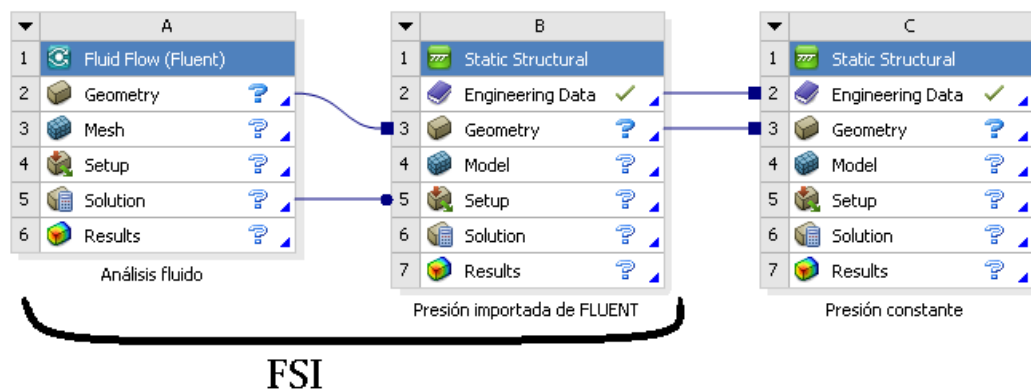


Figura 3.6: Esquema propuesto para la comparación del análisis FSI y el análisis a presión constante.

3.4.1 Definición de la geometría.

En primer lugar se importará la geometría del aneurisma creada antes mediante Catia® al programa. Para una mayor facilidad en posteriores acciones se definirán ciertas zonas mediante nombres (“Named selection”) para más adelante poder seleccionarlas fácilmente. También se creará en este punto una superficie formada por las caras laterales del aneurisma y que constituirá el modelo de pared arterial. Las zonas de interés serán la entrada, a la que llamaremos “Inlet” (según la terminología de Ansys) y las salidas por las ilíacas, a las que llamaremos “Salida1” y “Salida2” respectivamente como se puede observar en la Figura 3.7.

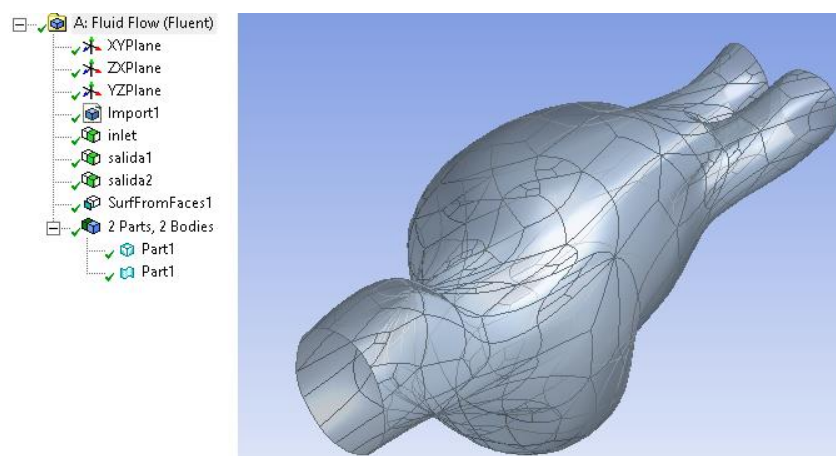


Figura 3.7: Geometría importada con las superficies de entrada y salida definidas

3.4.2 Mallado para Fluent.

El mallado del aneurisma se realizó totalmente con elementos tetraédricos, de tamaño máximo de 2 mm. Mediante la función *Sizing* se mallaron las superficies de entrada y salida a un tamaño de 1mm para conseguir mejores resultados. Automáticamente el programa irá refinando la malla en función de la curvatura, la malla será más fina en los puntos de mayor curvatura y más gruesa en los puntos de menor curvatura.

En este punto se debe “suprimir” la geometría de la pared puesto que no se incluirá en la simulación del fluido.

En la Figura 3.8 se observa cómo ha quedado el mallado y en el árbol de descripción se ha suprimido la superficie lateral.

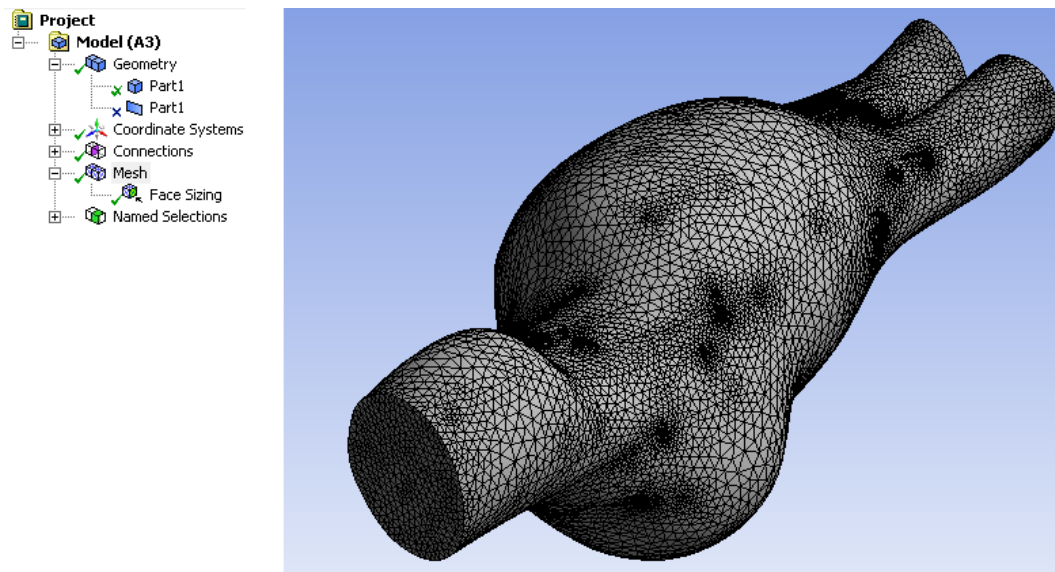


Figura 3.8: Mallado del aneurisma en función de la curvatura y con la entrada refinada.

3.4.3 Análisis de flujo.

A continuación se establecerá el tipo de análisis del fluido que recreará el flujo sanguíneo en el interior de la arteria aneurismática.

Para el análisis, se consideraron condiciones de homogeneidad, flujo incompresible y laminar y comportamiento newtoniano y pulsátil, en ausencia de fuerzas de campo [12, 13].

Se creó un nuevo material de tipo fluido que simulase la sangre. La caracterización de sus propiedades fue mediante valores de densidad y viscosidad constantes, siendo éstas de 1050 kg/m^3 y $0,004 \text{ Pas}$ respectivamente.

El análisis será de tipo transitorio, ya que se quiere simular la onda de presión del flujo sanguíneo. Las condiciones de contorno impuestas para la modelación en régimen transitorio fueron:

- Velocidad: perfil desarrollado en la sección de entrada y condición de no deslizamiento en las paredes. Estas condiciones se representan por las ecuaciones (1.a) y (1.b), siendo Ra el radio de la aorta no deformada.
- Presión: Libre de tensiones en la región de salida, caracterizado por la Ecuación (2).

$$\vec{V} = 0|_{pared} \quad \text{Ecuación (1.a)}$$

$$W(t) = 2(u(t)) \left(1 - \frac{(x^2+y^2)}{Ra^2}\right); U = V = 0|_{z=0} \quad \text{Ecuación (1.b)}$$

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) = 0|_{z=L_T} \quad \text{Ecuación (2)}$$

Los perfiles de onda que se esperan obtener son los representados en la Figura 3.8 [14].

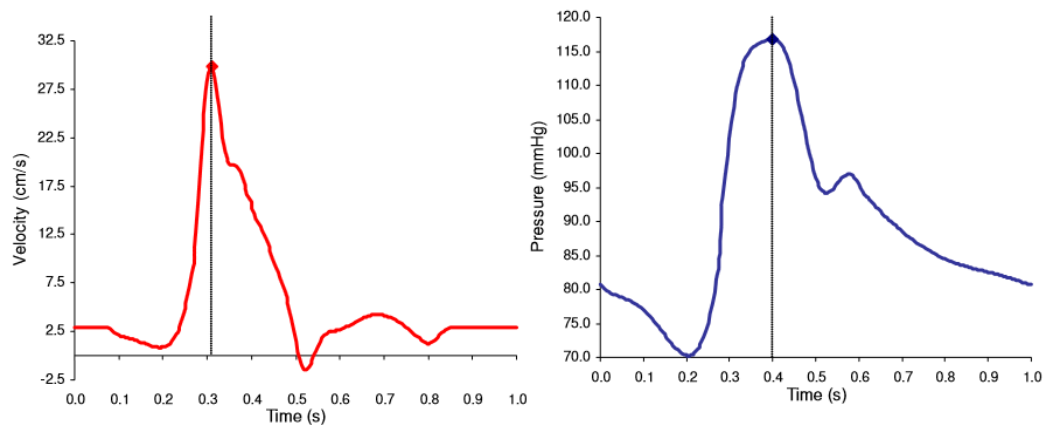


Figura 3.8: Perfiles de velocidad y presión que se esperan obtener.

Ambos perfiles fueron representados en series de Fourier, definidas mediante la Ecuación 3 y se introdujeron en el programa compilándolos en un fichero escrito en lenguaje C que lee el tiempo de entrada y devuelve la magnitud de presión o velocidad a la salida.

$$f(t) \sim \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a_n \cos \frac{2n\pi}{T}t + b_n \sin \frac{2n\pi}{T}t \right]$$

Ecuación 3: Serie de Fourier para una función $f(t)$ con periodo T

De esta forma, se definió la entrada de tipo “Velocity-inlet” con el perfil de velocidad “udf unsteady_v” dado por el fichero y las salidas se definieron como “pressure-outlet” con una magnitud dada por el fichero “udf unsteady_v”.

Por último, se establecieron los parámetros de simulación, que fueron pasos de 0,01 segundo con 5 iteraciones en cada paso. En total se simularon 3 segundos (el equivalente a 3 ciclos cardíacos) para que la solución se estabilizase.

Es importante el hecho de guardar los datos calculados cada 5 pasos (0,05 segundos) puesto que luego son los que utilizará el módulo estático para los cálculos.

3.4.4 Definición del modelo estático con presión importada.

Una vez que se ha obtenido el mapa de presiones que soportará la pared arterial en cada momento a lo largo de un ciclo cardiaco, se introducirán esos datos en un análisis estático que, a lo largo de un segundo, vaya variando la presión en función del tiempo utilizando la presión que se obtuvo en el módulo *Fluent*.

En primer lugar, se definirán las propiedades mecánicas de la pared arterial. En el módulo “Engineering Data” se creó un nuevo material de nombre *AAAWall*, el cual se caracterizó siguiendo los estudios validados realizados con anterioridad, ^[4] que lo definen como un material isotrópico e hiperelástico polinómico con sólo dos parámetros C_{10} y C_{20} de valor 174 kPa y 1881 kPa respectivamente.

De la misma manera que para el análisis fluido se excluía la pared del modelo, en este caso se suprimirá el volumen de fluido del interior para trabajar sólo con la geometría de la pared.

En estudios anteriores como el realizado por Scotti *et al* ^[22] se ha demostrado que el espesor de la pared arterial es un parámetro que tiene una gran influencia a la hora de evaluar la máxima tensión que ésta soporta. Los valores típicos de espesor se encuentran entre 1,7 mm y 2,1 mm pero se presenta la dificultad de conocer el valor concreto ya que es imposible tomarlo de las tomografías y se debería operar para saberlo, con el riesgo que ello conlleva. Puesto que en el presente estudio se pretende evaluar el máximo riesgo potencial de ruptura, se tomará el menor valor de espesor y se considerará constante a lo largo de toda la pared del aneurisma para considerar la situación más desfavorable.

El mallado para la parte estática se realizó como lo tiene Ansys definido por defecto, ya que es un mallado adaptado a resultados de tipo mecánico.

Se definieron como soportes fijos la entrada y las salidas puesto que en el sistema real son zonas que no se mueven.

A continuación se definirán los ajustes del análisis o *Analysis settings*.

Como se señaló anteriormente, Fluent ha guardado los datos de la distribución de presiones cada 0,05 segundo. Por tanto, como se quiere simular un ciclo cardíaco que dura un segundo, se definirán 20 puntos separados 0,05 segundos entre ellos. Importaremos asimismo 20 presiones, cada una desde un punto de la onda final de presión. Por ejemplo, para el paso 8 se la simulación estática (0,4 seg), importaremos una presión desde el módulo de Fluent en el punto 2,4 seg y haremos que en nuestro punto de la simulación sólo este activa esta importación de los 20 puntos que tenemos. La descripción del estado de cada punto de puede ver en forma de tabla o gráfico como muestra la Figura 3.9:

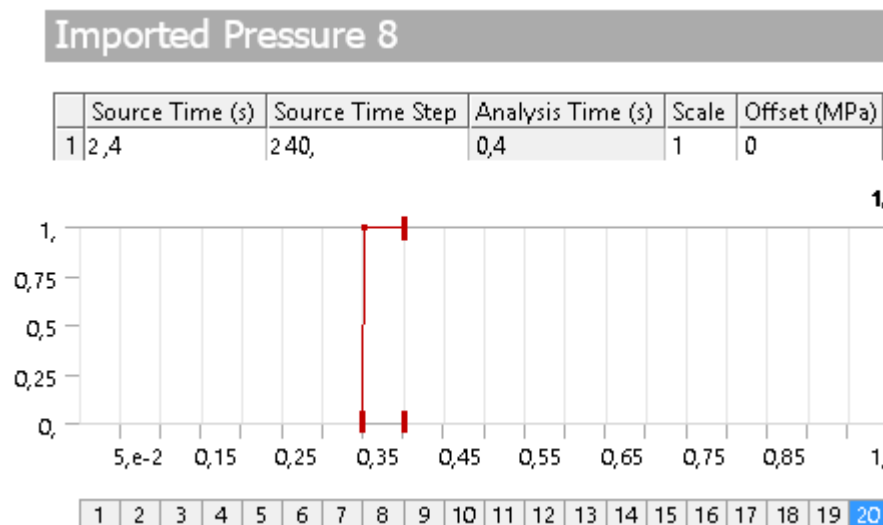


Figura 3.9: Tabla y gráfico descriptivos de las características de una de las presiones importadas, concretamente para $t=0,4\text{seg}$

Por último, se definirán los resultados que se quieren obtener. Interesa conocer la distribución de tensiones en función del tiempo, el mapa de tensiones cuando se da el máximo a lo largo del tiempo y la distancia de cada punto hasta el final del aneurisma (a lo que se llamará “LOCZ”) puesto que anteriormente se tomaron las medidas del diámetro en función de esta distancia.

3.4.5 Definición del modelo estático a presión constante.

Anteriormente, cuando se definió el tipo de simulación a realizar se comentó la posibilidad de hacer la simulación mediante FSI o a presión constante. En este momento se definirá cómo realizar el análisis a presión constante.

La geometría y los materiales lo comparten ambos módulos estáticos, como se vio en la Figura 3.6, y por lo tanto no se hace nada con ellos. En el modelo propiamente dicho, el mallado, la definición de los soportes fijos y las soluciones a obtener son también las mismas que en otro módulo estático.

La única diferencia entre ambos es que en este caso en lugar de tener una presión importada, habrá que definir una carga de tipo presión que actúe sobre la superficie aneurismática. Ha de tenerse en cuenta el sentido de la presión ya que ésta se ejerce desde dentro hacia fuera como se ve en la Figura 3.10

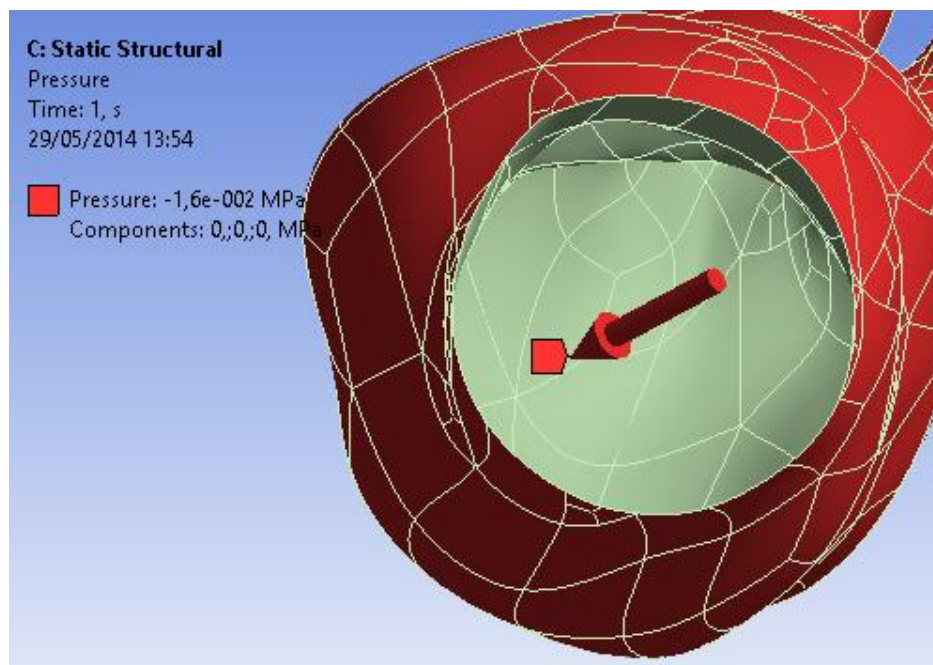


Figura 3.10: Superficie sobre la que aplicaremos presión constante y la indicación de dirección y sentido

3.5 Definición de la simulación tipo para aneurismas con trombo intraluminal.

En esta segunda parte del trabajo se expondrá la metodología de los casos de aneurismas que presentan trombo.

El primer paso para realizar la simulación de todos los aneurismas con los que se trabajará es crear una primera simulación tipo para la cual, variando sólo la geometría de entrada, se pueda actualizar y obtener el resultado de salida para cualquier modelo.

A la hora de escoger el tipo de análisis que se va a realizar, cuando se marcaron los objetivos del presente proyecto, se habló de la posibilidad de realizar un análisis de interacción fluido-estructura o un análisis a presión constante. Puesto que lo que se pretende ahora es verificar un modelo de propiedades mecánicas de un material real, utilizaremos una situación real, por lo tanto el método FSI.

El esquema final que se propone es el del módulo FSI que tiene Ansys personalizado y que se muestra la Figura 3.11.

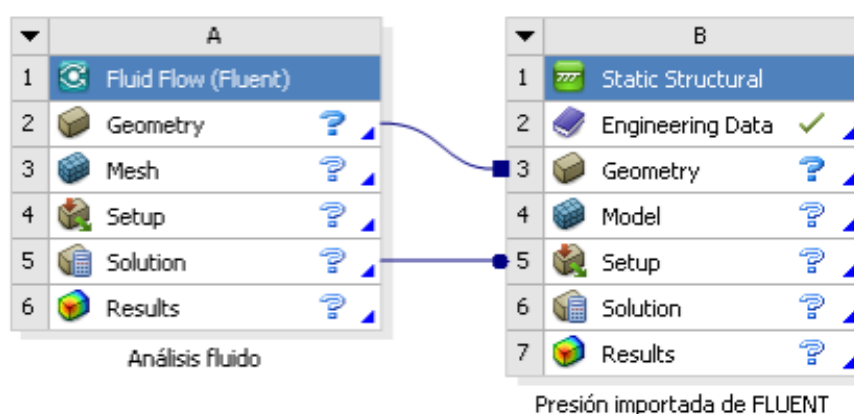


Figura 3.11: Esquema propuesto para el estudio de aneurismas con trombo

3.5.1 Definición de las propiedades del trombo.

Al igual que para el caso de la pared arterial, la mayor parte de la controversia dentro del uso de la simulación de elementos finitos, para diagnosticar el riesgo de ruptura de un aneurisma, radica en la elección del modelo de trombo intraluminal en caso de existir. Existen estudios realizados con modelos sencillos, del tipo elástico y lineal, hasta los más complejos del tipo anisotrópico.

D.H.Wang *et al* ^[23] realizaron diversos experimentos para determinar un modelo válido de trombo intraluminal. Para ello seleccionaron especímenes de trombo intraluminal obtenido después de una operación y tomaron muestras en dirección longitudinal y circunferencial de las capas luminal y media ya que la abluminal, al ser la de formación más antigua, estaba demasiado degenerada para realizar pruebas sobre ella. Las diferentes zonas de un trombo se pueden observar en la Figura 3.12.



Figura 3.12: Capas de un trombo intraluminal

El desarrollo del modelo constitutivo lo realizan suponiendo que el trombo se comporta como un material isotrópico, incompresible y que posiblemente experimente grandes deformaciones.

Asumiendo ésto, someten las muestras a test mecánicos buscando parametrizar el material como hiperelástico polinómico con dos parámetros que obtendrán experimentalmente.

Los resultados obtenidos para las familias de muestras de cada capa en cada dirección son los recogidos en la Tabla 3.1

Tabla 3.1: Valores de C_{10} y C_{20} obtenidos para cada familia de muestras (N/cm^2)

		C_{10}	C_{20}
Capa Luminal	Muestra Longitudinal	31200	33900
	Muestra Circunferencial	36200	35500
Capa Media	Muestra Longitudinal	27700	21100
	Muestra Circunferencial	18000	23800

En el presente trabajo se intentará comprobar si se puede obtener un único par de valores que sean representativos de todas las capas y direcciones sin que varíe mucho el resultado final. Para ello, cuando se definan las propiedades del trombo, se marcarán como parámetros ambas constantes y se definirán puntos de diseño con el par de valores mínimos, el par de máximos y un par que sea la media de todos ellos.

3.5.2 Definición de la geometría del trombo.

En primer lugar se importará la geometría del aneurisma, creada antes mediante Catia®, al programa. Para una mayor facilidad en posteriores acciones se definirán ciertas zonas mediante nombres ("*Named selection*") para más adelante poder seleccionarlas fácilmente. También se creará en este punto una superficie formada por las caras laterales del aneurisma y que constituirá el modelo de pared arterial. Las zonas de interés serán la entrada, a la que llamaremos "Inlet" (según la terminología de Ansys), las salidas por las ilíacas, a las que llamaremos "Salida1" y "Salida2" respectivamente, el interior del trombo, donde aplicaremos la presión, y la intercara entre el exterior del trombo y la superficie que representa la pared arterial como se puede observar en la Figura 3.13.

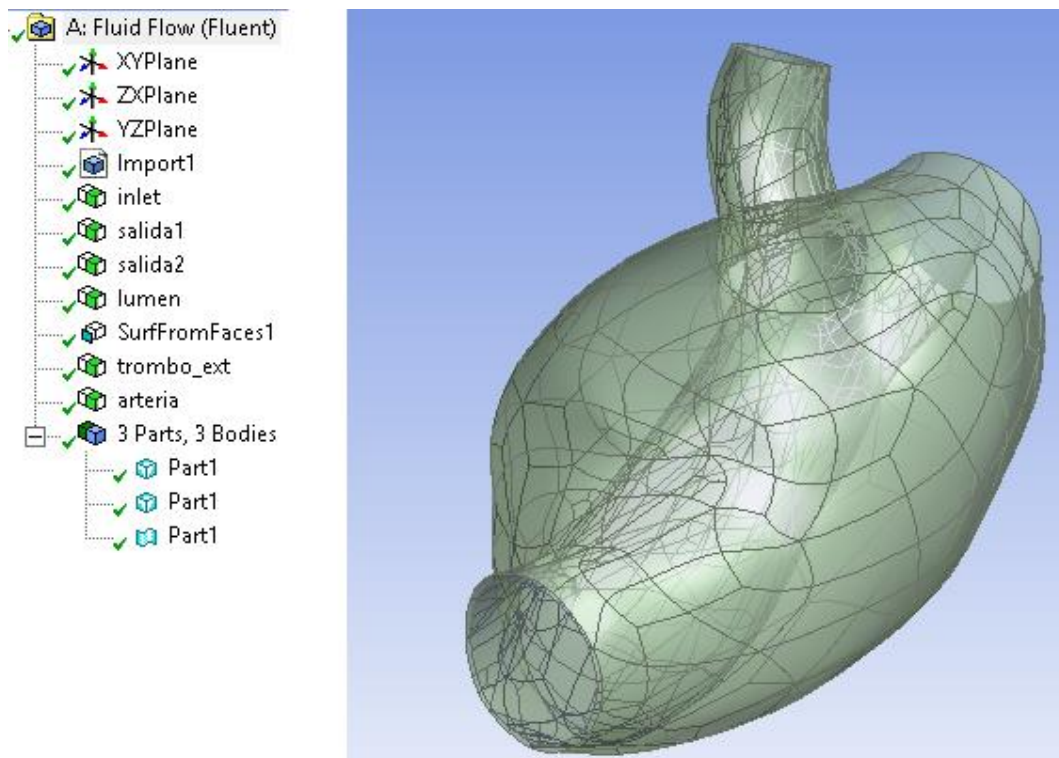


Figura 3.13: Geometría importada con las superficies de interés definidas

3.5.3 Mallado para Fluent.

El mallado del aneurisma se realizó totalmente con elementos tetraédricos, de tamaño máximo de 2 mm. Mediante la función *Sizing* se mallaron las superficies de entrada y salida a un tamaño de 1mm para conseguir mejores resultados. Automáticamente el programa irá refinando la malla en función de la curvatura, la malla será más fina en los puntos de mayor curvatura y más gruesa en los puntos de menor curvatura.

En este punto se debe “suprimir” la geometría de la pared y del trombo puesto que no se incluirá en la simulación del fluido.

En la Figura 3.14 se observa cómo ha quedado el mallado y en el árbol de descripción se ha suprimido la superficie lateral y el trombo.

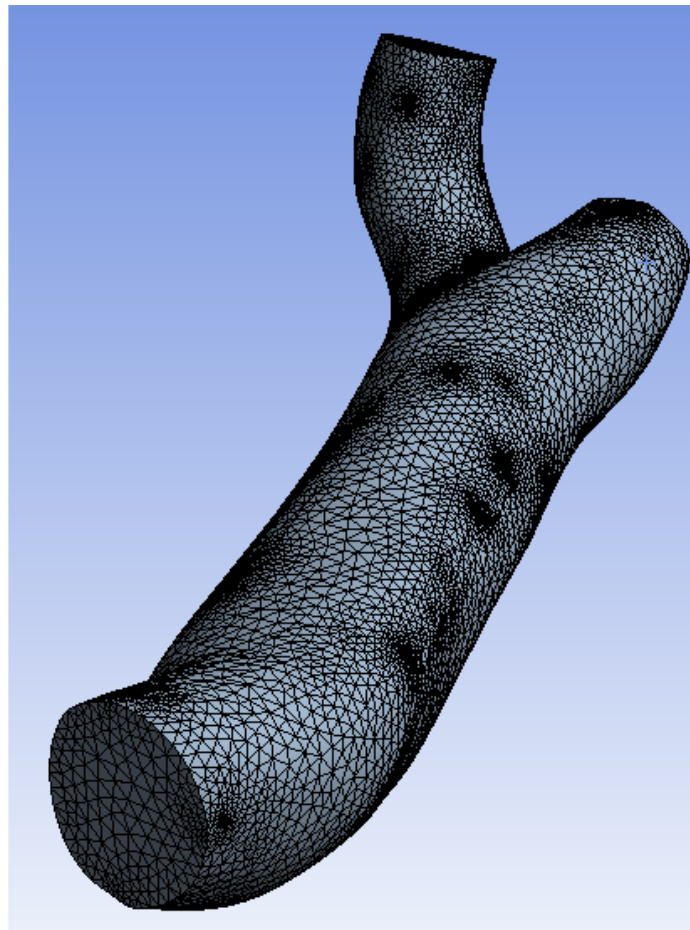
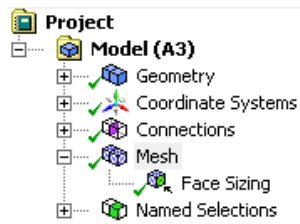


Figura 3.14: Mallado del aneurisma en función de la curvatura y con la entrada refinada.

3.5.4 Análisis de flujo.

A continuación se establecerá el tipo de análisis del fluido que recreará el flujo sanguíneo en el interior de la arteria aneurismática.

Para el análisis, se consideraron condiciones de homogeneidad, flujo incompresible y laminar y comportamiento newtoniano y pulsátil, en ausencia de fuerzas de campo [12, 13].

Se creó un nuevo material de tipo fluido que simulase la sangre. La caracterización de sus propiedades fue mediante valores de densidad y viscosidad constantes, siendo éstas de 1050 kg/m^3 y $0,004 \text{ Pas}$ respectivamente.

El análisis será de tipo transitorio, ya que se quiere simular la onda de presión del flujo sanguíneo. Las condiciones de contorno impuestas para la modelación en régimen transitorio fueron:

- Velocidad: perfil desarrollado en la sección de entrada y condición de no deslizamiento en las paredes. Estas condiciones se representan por las ecuaciones (4.a) y (4.b), siendo R_a el radio de la aorta no deformada.
- Presión: Libre de tensiones en la región de salida, caracterizado por la Ecuación (5).

$$\vec{V} = 0|_{pared} \quad \text{Ecuación (4.a)}$$

$$W(t) = 2(u(t)) \left(1 - \frac{(x^2 + y^2)}{R_a^2}\right); U = V = 0|_{z=0} \quad \text{Ecuación (4.b)}$$

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) = 0|_{z=L_T} \quad \text{Ecuación (5)}$$

Los perfiles de onda que se esperan obtener son los representados en la Figura 3.15 [14].

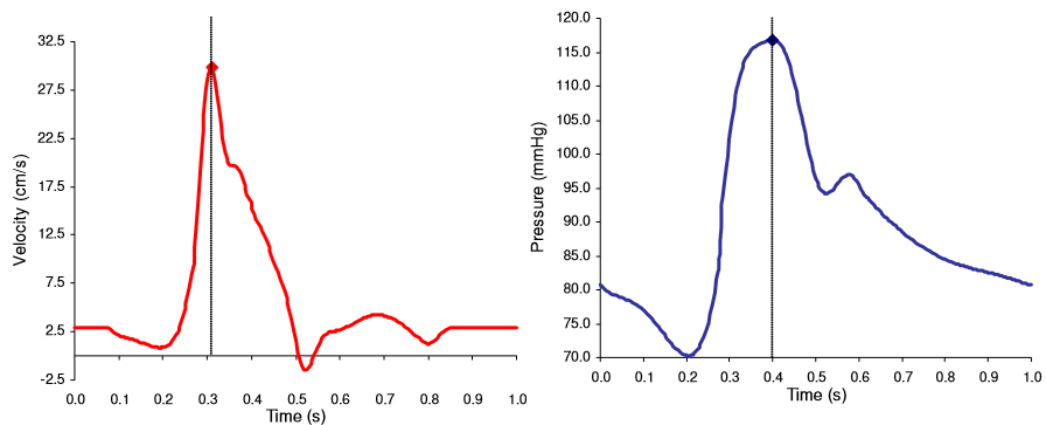


Figura 3.15: Perfiles de velocidad y presión que se esperan obtener.

Ambos perfiles fueron representados en series de Fourier, definidas mediante la Ecuación 6 y se introdujeron en el programa compilándolos en un

fichero escrito en lenguaje C que lee el tiempo de entrada y devuelve la magnitud de presión o velocidad a la salida.

$$f(t) \sim \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a_n \cos \frac{2n\pi}{T}t + b_n \sin \frac{2n\pi}{T}t \right]$$

Ecuación 6: Serie de Fourier para una función $f(t)$ con periodo T

De esta forma, se definió la entrada de tipo “Velocity-inlet” con el perfil de velocidad “udf unsteady_v” dado por el fichero y las salidas se definieron como “pressure-outlet” con una magnitud dada por el fichero “udf unsteady_v”.

Por último, se establecieron los parámetros de simulación, que fueron pasos de 0,01 segundo con 5 iteraciones en cada paso. En total se simularon 3 segundos (el equivalente a 3 ciclos cardíacos) para que la solución se estabilizase.

Es importante el hecho de guardar los datos calculados cada 5 pasos (0,05 segundos) puesto que luego son los que utilizará el módulo estático para los cálculos.

3.5.5 Definición del modelo estático con presión importada.

Una vez que se ha obtenido el mapa de presiones que soportará la pared arterial en cada momento a lo largo de un ciclo cardíaco, se introducirán esos datos en un análisis estático que, a lo largo de un segundo, vaya variando la presión en función del tiempo utilizando la presión que se obtuvo en el módulo *Fluent*.

En primer lugar, se definirán las propiedades mecánicas de la pared arterial y del trombo. En el módulo “Engineering Data” se crearon dos nuevos materiales de nombre *AAAWall* y *Trombo* los cuales se caracterizaron siguiendo la parametrización vista en el apartado 3.5.

De la misma manera que para el análisis fluido se excluían la pared y el trombo del modelo, en este caso se suprimirá el volumen de fluido del interior para trabajar con el resto.

Puesto que el sistema analizado se compone de dos geometrías, pared arterial y trombo, hay que definir cómo interactúan entre ellas. Se establecerá una relación de “esclavitud” (“bonded”) para que permanezcan fijos la parte exterior del trombo, a la que dimos un nombre antes, con respecto a la pared arterial.

En estudios anteriores como el realizado por Scotti *et al* [22] se ha demostrado que el espesor de la pared arterial es un parámetro que tiene una gran influencia a la hora de evaluar la máxima tensión que ésta soporta. Los valores típicos de espesor se encuentran entre 1,7 mm y 2,1 mm pero se presenta la dificultad de conocer el valor concreto ya que es imposible tomarlo de las tomografías y se debería operar para saberlo, con el riesgo que ello conlleva. Puesto que en el presente estudio se pretende evaluar el máximo riesgo potencial de ruptura, se tomará el menor valor de espesor y se considerará constante a lo largo de toda la pared del aneurisma para considerar la situación más desfavorable.

El mallado para la parte estática se realizó como lo tiene Ansys definido por defecto, ya que es un mallado adaptado a resultados de tipo mecánico.

Se definieron como soportes fijos la entrada y las salidas puesto que en el sistema real son zonas que no se mueven.

A continuación se definirán los ajustes del análisis o *Analysis settings*.

Como se señaló anteriormente, Fluent ha guardado los datos de la distribución de presiones cada 0,05 segundos, por tanto, como se quiere simular un ciclo cardiaco que dura un segundo. Se definirán 20 puntos separados 0,05 segundos entre ellos. Importaremos asimismo 20 presiones, cada una desde un punto de la onda final de presión. Por ejemplo, para el paso 8 se la simulación estática (0,4 seg), importaremos una presión desde

el módulo de Fluent en el punto 2,4 seg y haremos que en nuestro punto de la simulación sólo este activa esta importación de los 20 puntos que tenemos. La descripción del estado de cada punto de puede ver en forma de tabla o gráfico como muestra la Figura 3.16:

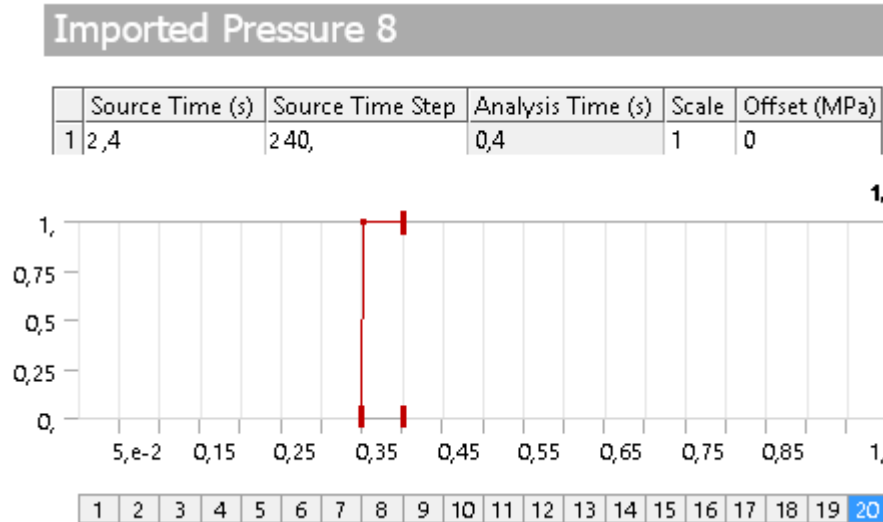


Figura 3.16: Tabla y gráfico descriptivos de las características de una de las presiones importadas, concretamente para $t=0,4\text{seg}$

Por último, se definirán los resultados que se quieren obtener. Interesa conocer la distribución de tensiones en función del tiempo, el mapa de tensiones cuando se da el máximo a lo largo del tiempo y la distancia de cada punto hasta el final de las ilíacas (a lo que se llamará “LOCZ”) puesto que anteriormente se tomaron las medidas del diámetro en función de esta distancia. Todos los resultados interesa obtenerlos en la pared arterial, no en el trombo.



CAPÍTULO 4:

PRESENTACIÓN DE RESULTADOS





CAPÍTULO 4: PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

4.1 Casos de estudio.

Se han utilizado modelos de aneurismas procedentes de pacientes tratados en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid. En total fueron recogidos datos de 11 pacientes varones caucásicos de entre 73 y 91 años. Algunos de ellos tienen una evolución temporal ya que se les estaba sometiendo a un seguimiento rutinario del crecimiento del aneurisma lo cual hace que en total se disponga de 21 modelos de aneurisma de aorta abdominal.

Para poder verificar que dichos casos componen una buena muestra de las diferentes formas que pudiera tener un aneurisma se calcularon cuatro parámetros geométricos característicos representados en la Figura 4.1. A saber:

- Diámetro máximo (D): distancia máxima, en perpendicular a la línea media del aneurisma, entre las paredes del saco aneurismático.
- Tasa de deformación ($\chi = \frac{D}{d}$): cociente entre el diámetro máximo y el diámetro de la arteria en el cuello proximal.
- Asimetría ($\beta = \frac{r}{R}$): Cociente entre distancia máxima y mínima desde la línea media hasta la pared del saco, medidas ambas distancias en el plano de máximo diámetro.
- Índice de dilatación ($\gamma = \frac{D}{\tau}$): Cociente entre el diámetro máximo y la longitud del saco aneurismático.
- Tortuosidad ($\varepsilon = \frac{L}{\tau} - 1$): Cociente entre la longitud de la línea central del aneurisma y la línea recta que une los centros de los cuellos proximal y distal menos uno.

En función del valor de estos parámetros se puede estimar su mayor o menor peligrosidad ^[10] como muestra la Tabla 4.1

Tabla 4.1: Peligrosidad en función del valor de cada parámetro

Parámetro geométrico	Riesgo bajo	Riesgo medio	Riesgo alto	Peligroso
Diámetro máximo (D)	<34	35-45	45-55	>55
Tasa de deformación (χ)	1,20-1,70	1,71-2,30	2,31-3,29	>3,3
Asimetría (β)	1-0,9	0,8-0,7	0,6-0,5	<0,4
Índice de dilatación (γ)	>0,75	0,74-0,69	0,68-0,61	<0,6
Tortuosidad (ϵ)	<0,02	0,021-0,05	0,051-0,07	>0,07

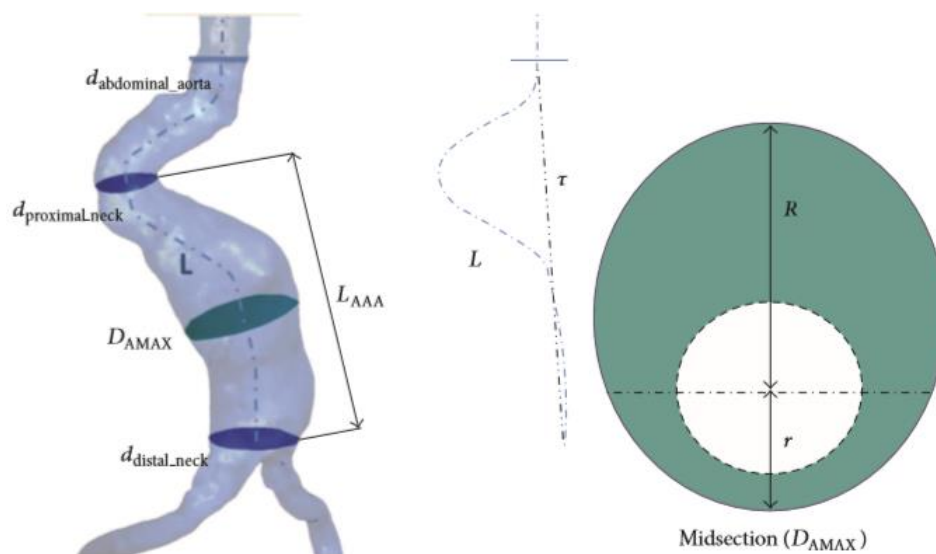


Figura 4.1: Parámetros geométricos utilizados para caracterizar los aneurismas

En la Tabla 4.2 se muestran los parámetros geométricos de los casos analizados de pacientes que no tenían trombo intraluminal con su evolución temporal en caso de tenerla mientras que en la Tabla 4.3 se muestran los casos de los pacientes que sí poseían un trombo intraluminal a los que sólo se les ha caracterizado con diámetro máximo de lumen y pared arterial y espesor máximo del trombo intraluminal (ITL).

Tabla 4. 2: Casos analizados sin trombo ordenados por diámetro ascendente inicial

Caso	Historial	Año	Diámetro máximo (mm)	Tasa de deformación	Asimetría	Índice de dilatación	Tortuosidad
1	513193	2011	30,76	1,52	0,22	0,42	0,0666
2	468875	2010	31,17	1,40	0,70	0,88	0,0259
3	445601	2010	32,23	1,71	0,15	0,39	0,0739
4		2011	34,5	1,67	0,15	0,42	0,0627
5		2012	34,16	1,59	0,18	0,38	0,0539
6	547513	2013	35,97	1,25	0,61	0,52	0,0351
7	453440	2010	41,31	2,10	0,64	0,51	0,0449
8		2011	39,4	1,93	0,66	0,51	0,0493
9		2012	41,6	1,91	0,58	0,58	0,0643
10	69777	Enero 2011	42,48	2,25	0,49	0,77	0,0126
11		Nov 2011	44,20	2,24	0,50	0,74	0,0127
12	374720	2011	50,92	2,17	0,95	0,61	0,0807

En la Figura 4.2 se muestra un gráfico representativo de la cantidad de casos dentro de cada una de las clases de riesgo para cada parámetro geométrico.

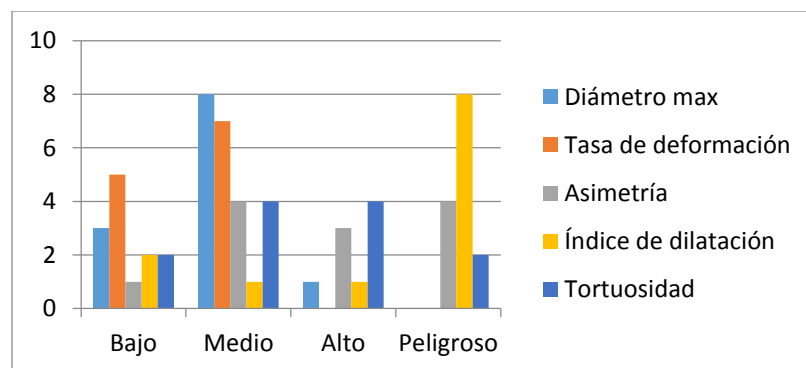


Figura 4. 2: Gráfico del riesgo de cada parámetro

A continuación en la Tabla 4.3 se muestran los casos de los pacientes que sí presentaban un trombo intraluminal

Tabla 4. 3: Casos analizados con trombo intraluminal

Número de caso	Número de historial	Año	Dmax lumen (mm)	Dmax pared (mm)	Espesor trombo (mm)
1	89213	2010	28,68	46,00	9,73
2		2011	26,23	49,50	13,37
3		2013	35,10	56,52	13,13
4	498870	2011	30,27	41,98	6,99
5		2012	33,62	42,89	5,51
6		2013	34,66	47,78	7,06
7	484989	2011	31,58	49,42	11,06
8	114745	2012	25,69	45,43	10,87
9		2013	25,40	47,35	12,07

4.2 Perfiles de flujo generados.

Una vez realizado el análisis de las presiones ejercidas por el fluido en el módulo *Fluent*, los perfiles de velocidad en la entrada y presión en la salida que genera el programa de simulación y que deben concordar con lo visto en la Figura 3.15, además del valor máximo de presión que soportará la pared arterial en cada instante son los mostrados en las Figuras 4.3 a 4.5:

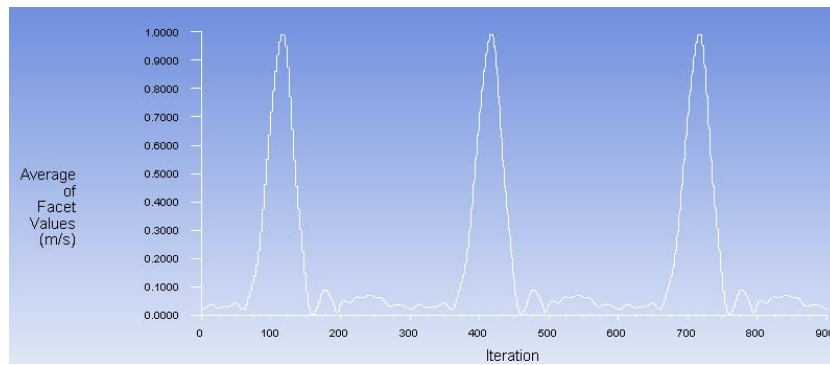


Figura 4.3: Perfil de velocidad obtenido

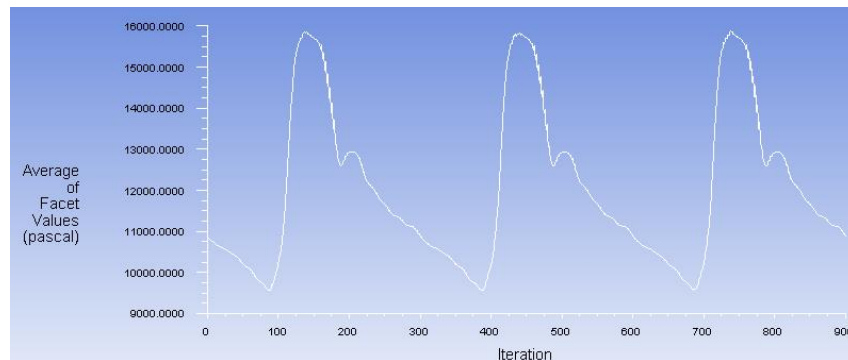


Figura 4.4: Perfil de presión en las ilíacas obtenido

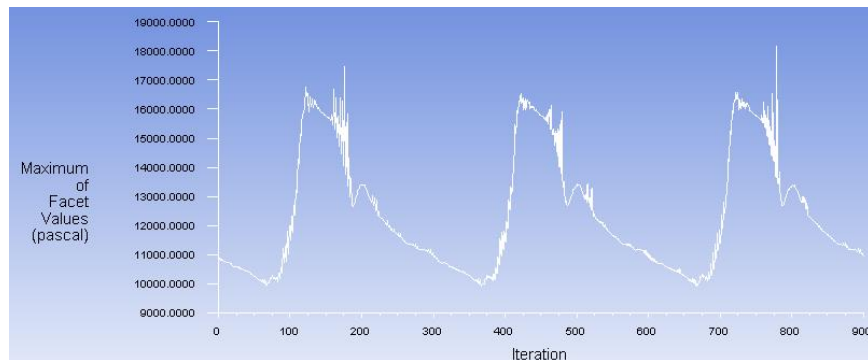
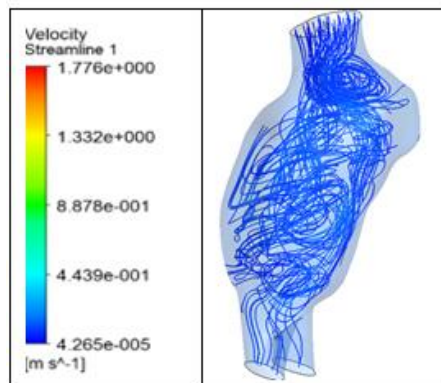


Figura 4.5: Perfil de presión máxima soportada por la pared obtenido

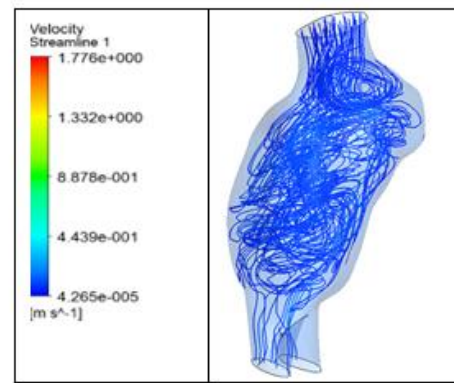
En primer lugar se analizaron las corrientes del flujo sanguíneo en diferentes momentos de la aceleración/desaceleración sistólica.

Los resultados de la Figura 4.6 se han obtenido cada 0,1 segundo para un ciclo cardíaco completo (1seg). Se ha representado sólo la evolución del Caso 8 para poder ver bien el desarrollo del flujo:

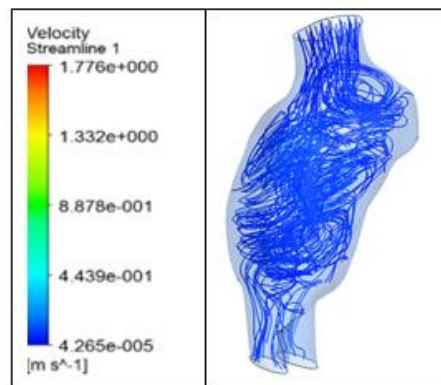
• 0 seg



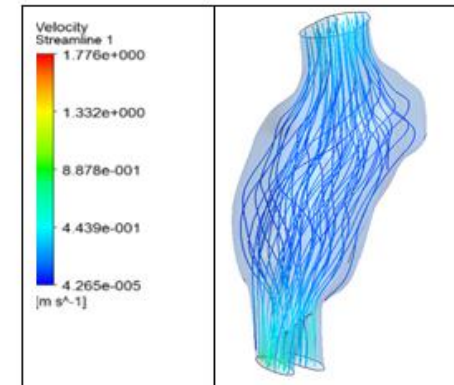
• 0,1 seg



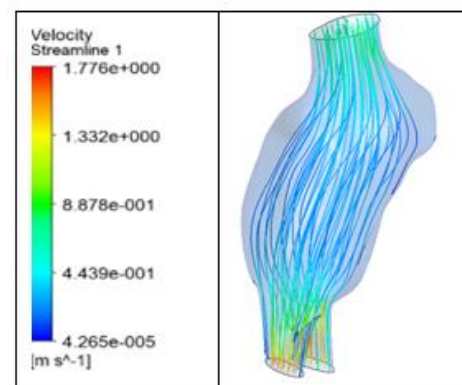
• 0,2 seg



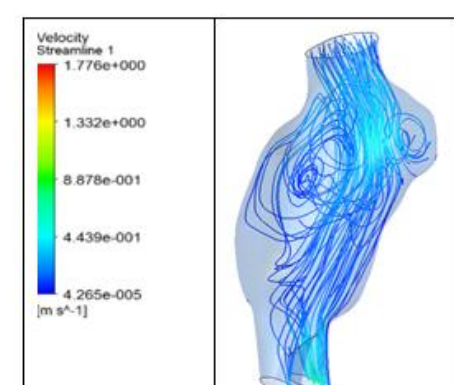
• 0,3 seg



• 0,4 seg



• 0,5 seg



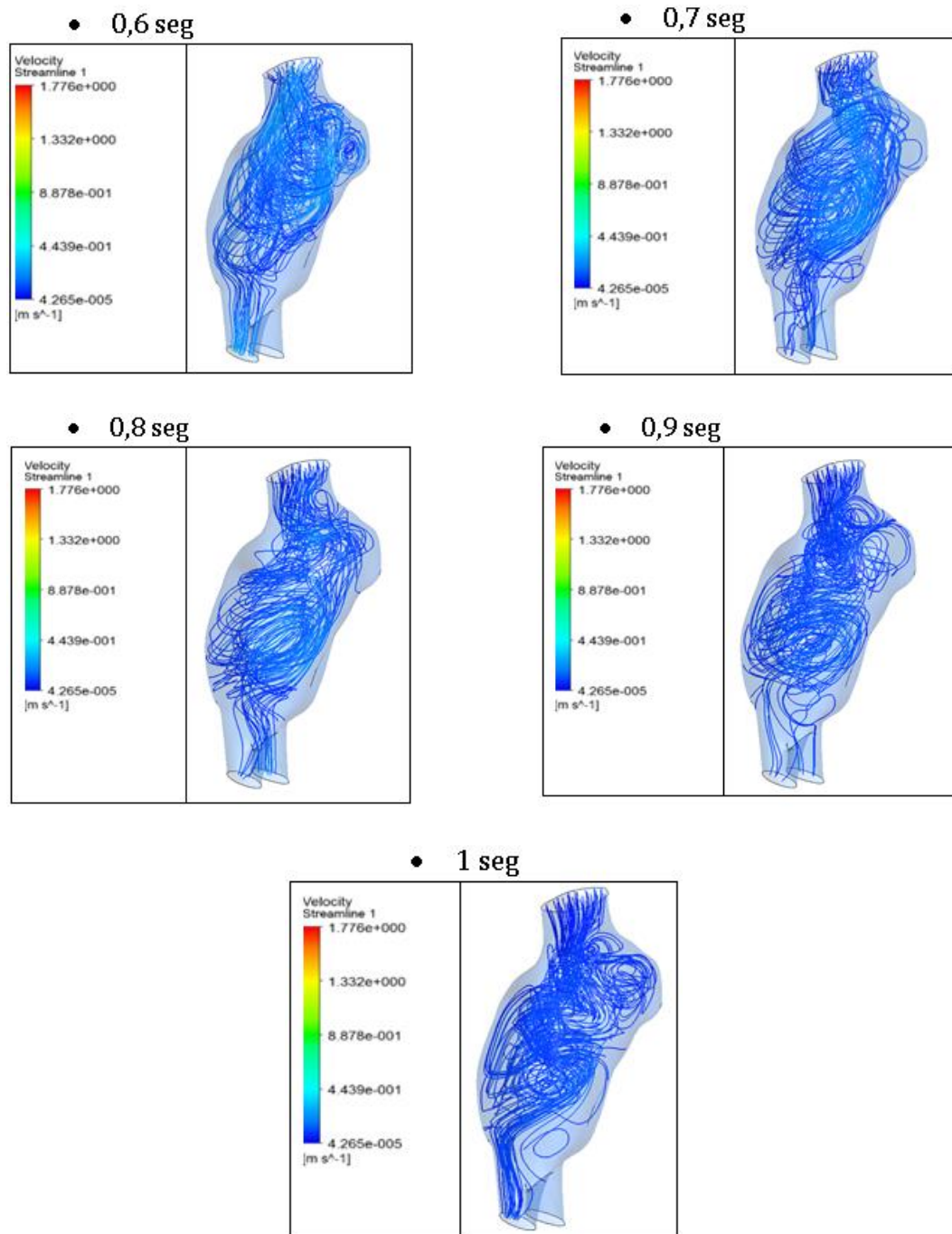


Figura 4.6: Perfiles de vorticidad para un ciclo cardíaco

La Figura 4.6 ilustra los vectores de velocidad del flujo en cada instante para un aneurisma de tipo sacular con un diámetro máximo de 39,4 mm.

De un estudio del ciclo cardíaco (3 ciclos individuales) se observa que existen vórtices residuales de ciclos anteriores hasta $t=0,2$ seg

aproximadamente. Cuando se produce la aceleración sistólica (t entre 0,2 y 0,4 seg) hay un incremento de velocidad en el cuello distal del aneurisma, lo cual deshace éstos vórtices. A mitad del ciclo sistólico un fuerte gradiente de presiones produce la eyección del vórtice hacia abajo, mientras éste acelera. En ese momento es cuando el flujo vuelve a conectar con la pared.

Al final de la fase sistólica (entre $t=0,4$ y $0,5$ seg) el chorro se ve sometido a perturbaciones, las cuales comienzan en el cuello proximal. En $t=0,5$ el flujo se separa de la pared cerca del cuello proximal mientras que en el distal y en el centro del saco aneurismático sigue habiendo un patrón de flujo normal.

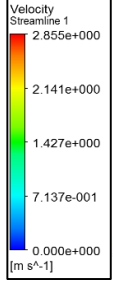
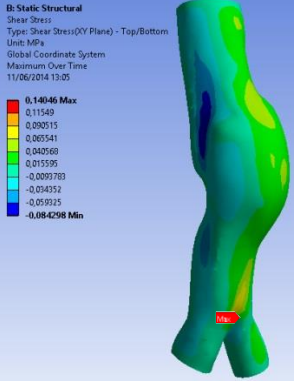
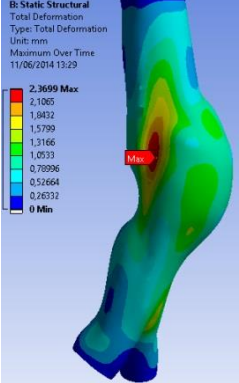
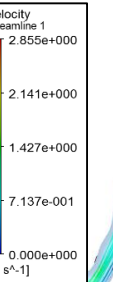
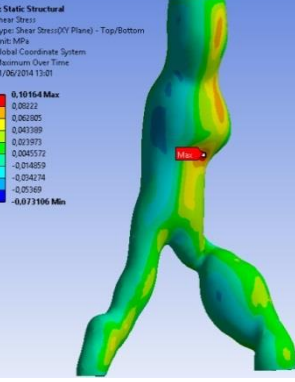
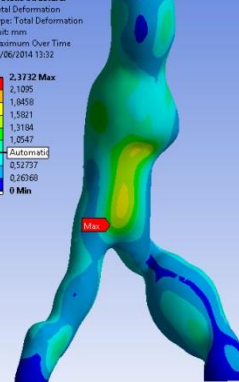
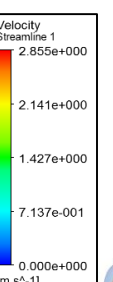
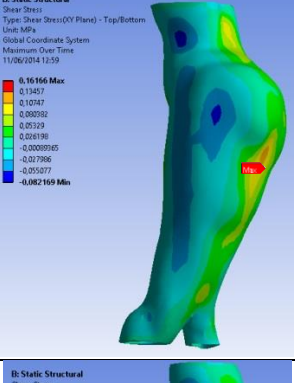
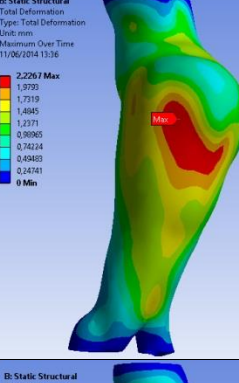
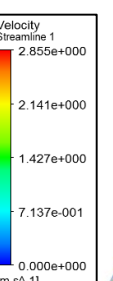
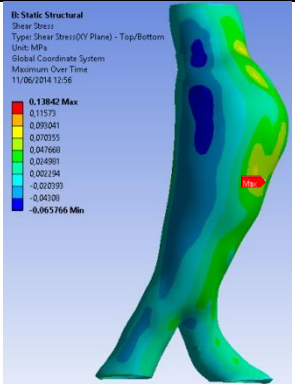
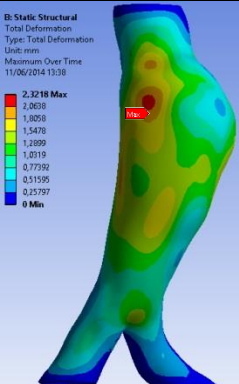
En el periodo de flujo inverso ($t=0,5$ a $t=0,6$) el vórtice antes formado se traslada al centro del aneurisma ya que ha decrecido la intensidad del reflujo, lo cual resulta en una extensión de la onda hacia la sección entrada.

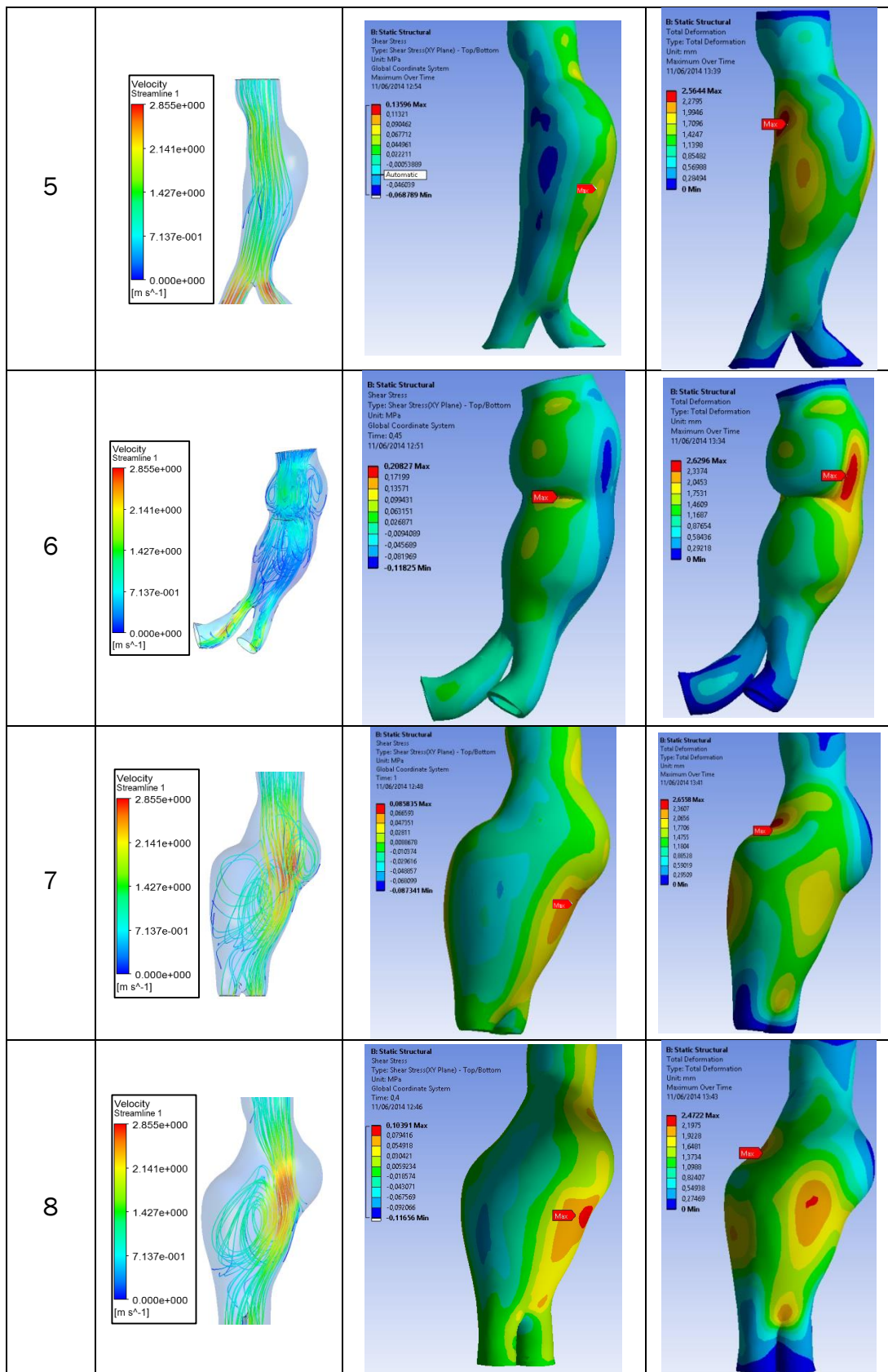
Finalmente, al inicio de la diástole (desde $t=0,6$ hasta el final del ciclo), el vórtice se mueve hacia el cuello distal y aparecen velocidades en sentido inverso a lo largo de la pared anterior.

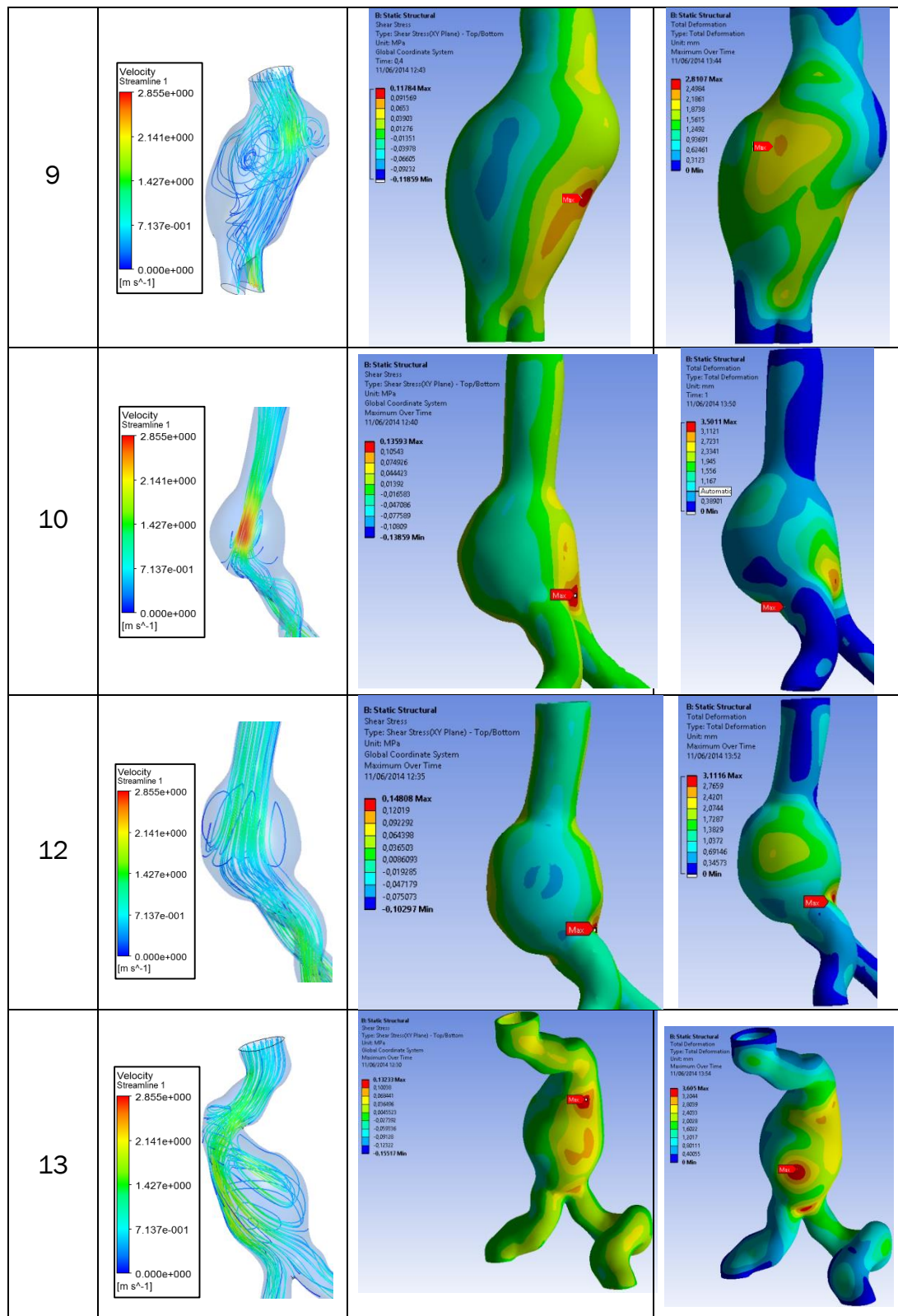
Una vez observados los patrones de flujo, se estudiaron las variaciones de la tensión tangencial y la deformación total en la pared en el módulo estático para ver si guardaban relación con los patrones de flujo anterior y con el comportamiento del aneurisma

En la Tabla 4.4 están representados los patrones de flujo frente a la distribución de tensiones y la deformación total para todos los casos en el momento de la aceleración sistólica ($t=0,4$ seg).

Tabla 4.4: Patrones de flujo frente a tensión tangencial en el momento de máxima aceleración.

N ^a de Caso	Líneas de flujo	Tensión tangencial	Deformación total
1	 <p>Velocity Streamline 1 2.855e+000 2.141e+000 1.427e+000 7.137e-001 0.000e+000 [m s⁻¹]</p>	 <p>B: Static Structural Shear Stress Type: Shear Stress (XY Plane) - Top/Bottom Unit: MPa Global Coordinate System Maximum Over Time 11/06/2014 13:05 0.14046 Max 0.11549 0.080515 0.060541 0.040560 0.015595 -0.009783 -0.034332 -0.059325 -0.084298 Min</p>	 <p>B: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Maximum Over Time 11/06/2014 13:29 2.3699 Max 2.1065 1.9432 1.5799 1.3166 1.0533 0.78996 0.52664 0.26332 0 Min</p>
2	 <p>Velocity Streamline 1 2.855e+000 2.141e+000 1.427e+000 7.137e-001 0.000e+000 [m s⁻¹]</p>	 <p>B: Static Structural Shear Stress Type: Shear Stress (XY Plane) - Top/Bottom Unit: MPa Global Coordinate System Maximum Over Time 11/06/2014 13:01 0.10164 Max 0.08222 0.062805 0.043389 0.023973 0.0045572 -0.014859 -0.034274 -0.05369 -0.073106 Min</p>	 <p>B: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Maximum Over Time 11/06/2014 13:32 2.3732 Max 2.1065 1.9458 1.5821 1.3184 1.0547 Automatic 0.52737 0.26268 0 Min</p>
3	 <p>Velocity Streamline 1 2.855e+000 2.141e+000 1.427e+000 7.137e-001 0.000e+000 [m s⁻¹]</p>	 <p>B: Static Structural Shear Stress Type: Shear Stress (XY Plane) - Top/Bottom Unit: MPa Global Coordinate System Maximum Over Time 11/06/2014 12:59 0.16166 Max 0.13457 0.10767 0.080782 0.05129 0.02186 -0.0009165 -0.077966 -0.05077 -0.082169 Min</p>	 <p>B: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Maximum Over Time 11/06/2014 13:36 2.2267 Max 1.9795 1.7119 1.4045 1.2371 0.90605 0.74244 0.49483 0.24741 0 Min</p>
4	 <p>Velocity Streamline 1 2.855e+000 2.141e+000 1.427e+000 7.137e-001 0.000e+000 [m s⁻¹]</p>	 <p>B: Static Structural Shear Stress Type: Shear Stress (XY Plane) - Top/Bottom Unit: MPa Global Coordinate System Maximum Over Time 11/06/2014 12:56 0.13842 Max 0.11575 0.091041 0.070355 0.047660 0.024981 0.002294 -0.020393 -0.04108 -0.065766 Min</p>	 <p>B: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Maximum Over Time 11/06/2014 13:38 2.3218 Max 2.0618 1.8058 1.5478 1.2889 1.0319 0.77392 0.51595 0.25397 0 Min</p>





El análisis de los mapas de máxima tensión tangencial (WSS por sus siglas en inglés) muestra que las áreas de mínima WSS coinciden con la localización de las áreas de recirculación (bajas velocidades) y los mayores valores de WSS se encuentran en dos regiones: en el cuello proximal y en el área de impacto del flujo contra el saco aneurismático. La dirección tomada por el chorro de flujo está provocada por el ángulo de entrada del cuello proximal y consecuentemente por la tortuosidad del AAA.

Como resultado de la vorticidad y de la recirculación de flujo, se origina un gradiente de presiones entre las paredes anterior y posterior en el interior del saco. Este gradiente que ocasiona altas presiones puede indicar la dirección de crecimiento del aneurisma. Por tanto se puede decir que en aquellos puntos que muestren mayor recirculación (menor WSS), la deformación será máxima.

Por el contrario, los valores máximos de tensión tangencial no influyen mucho en el crecimiento del aneurisma; sin embargo, es en estas áreas donde el impacto del chorro podría provocar un fallo del material.

4.3 Comparativa entre estudio de interacción fluido-estructura y presión constante.

En la sección de objetivos se propuso evaluar la necesidad de realizar la interacción fluido-estructura, dado que es un proceso lento y puede no ser necesario al poder realizar un análisis a presión constante. Para ello, se obtendrá el valor de tensión máximo soportado por la pared arterial (Maximum Principal Stress o MPS) para el análisis de tipo fluido-estructura (FSI), para el análisis a presión constante y se compararán los resultados.

En la Tabla 4.5 se muestra, para los aneurismas que no presentaban un trombo intraluminal, los valores máximos de tensión a lo largo del tiempo

en la pared arterial para cada tipo de análisis además de la diferencia porcentual entre ambos.

Tabla 4.5: Valores de tensiones totales para aneurismas sin trombo

Número de caso	MPS FSI (MPa)	MPS presión constante (MPa)	Diferencia entre modelos (%)
1	0,47288	0,51090	7,44
2	0,41442	0,38699	6,62
3	0,41483	0,40441	2,51
4	0,50451	0,54048	6,66
5	0,42909	0,45951	6,62
6	0,42088	0,48952	14,02
7	0,53247	0,54769	2,78
8	0,63296	0,69137	8,85
9	0,44776	0,48043	6,80
10	0,74290	0,81422	8,76
11	0,61641	0,70554	12,63
12	0,59745	0,66943	10,75

La diferencia porcentual media entre el modelo de análisis tipo interacción fluido-estructura y el análisis a presión constante estática es del 7,03%, lo cual sugiere que no se debe obviar el análisis del fluido en el interior del aneurisma porque se produce una gran pérdida de información.

Por esta razón, el resto de cálculos del presente trabajo se realizarán en base a los resultados del módulo de análisis fluido-estructura.

4.4 Índice potencial de ruptura.

Una vez ha sido obtenido el mapa de tensiones máximas soportadas por la pared arterial, estos valores se cruzan con el de la resistencia en cada punto, calculada con la ecuación propuesta por Vande Geest, en una tabla de Excel para conocer el valor del potencial de ruptura en cada uno de los puntos así como el máximo.

Se sabe que todos los pacientes son varones sin trombo intraluminal y se ha supuesto que ninguno tiene antecedentes familiares para el cálculo de la resistencia de la pared arterial.

Puesto que para cada nodo se dispone del valor del diámetro máximo y del índice potencial de ruptura en función de la distancia a la base (LOCZ), se puede obtener gráficamente una distribución unidimensional del potencial de ruptura. En la Figura 4.7 se muestra la variación del diámetro máximo, que recrea el perfil del aneurisma, y el índice potencial de ruptura para el Caso 6.

En el apartado “4.2 *Perfiles de flujo generados*” se comentó el hecho de que las zonas en las que se podía producir un fallo del material eran aquellas en las que el flujo impactase directamente contra la pared arterial durante la aceleración sistólica. En la Tabla 4.4, para el Caso 6 se observó que dicho punto se encontraba en el pliegue entre los dos sacos que conforman el aneurisma. A la vista de las gráficas mostradas en la Figura 4.8 se puede constatar que el punto de mayor índice potencial de ruptura (IPR) es precisamente ése, en el que se producirá un pico de tensión.

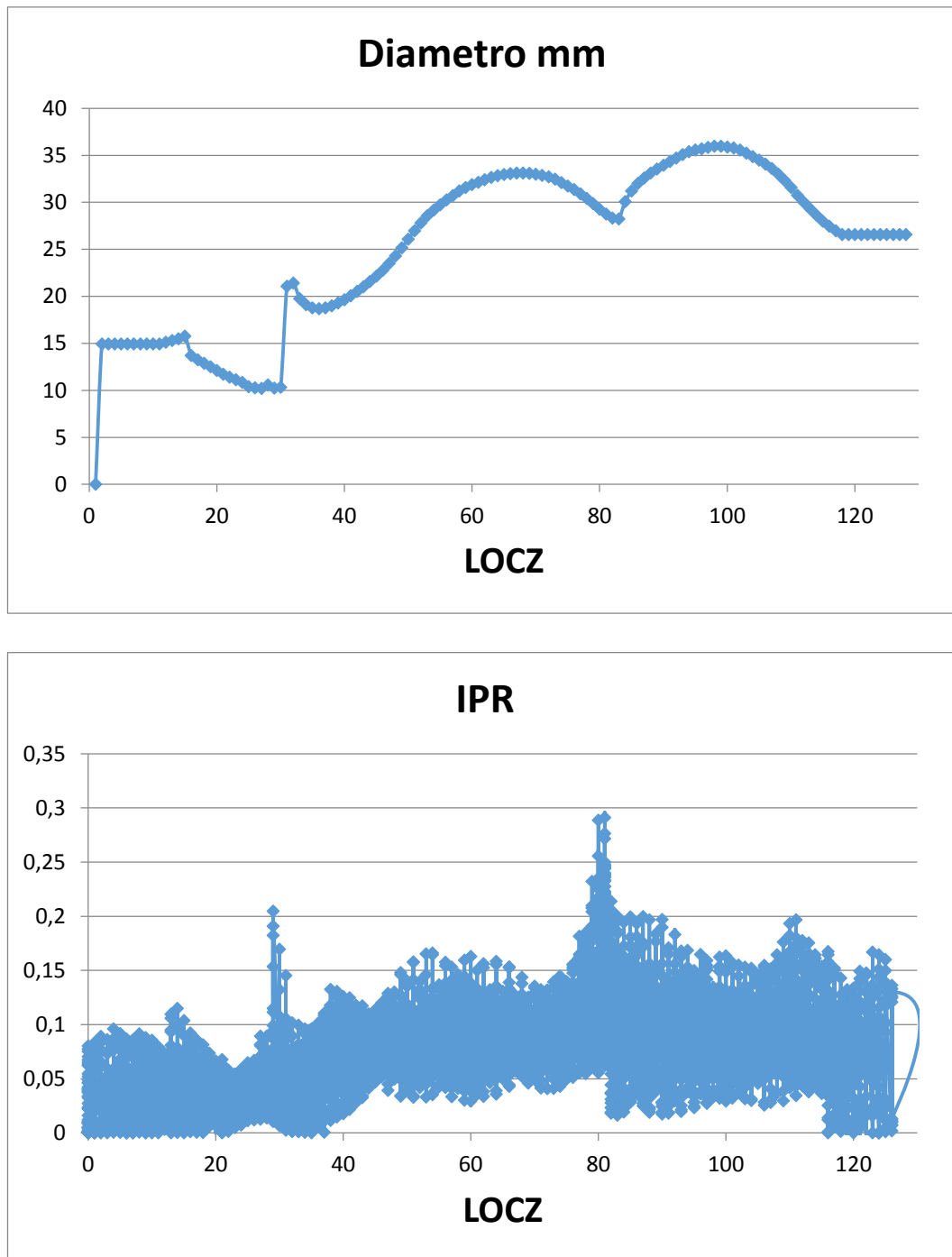


Figura 4.7: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura.

La totalidad de las gráficas de diámetro e índice potencial de ruptura de cada caso pueden verse en el Anexo II: Caracterización individual de los casos.

A continuación en la Tabla 4.6 se recogen los datos de parámetros geométricos e índices potenciales de ruptura para cada uno de los casos de estudio.

Tabla 4.6: Caracterización e IPRs de cada caso

Caso	Diámetro máximo (mm)	Tasa de deformación	Asimetría	Índice de dilatación	Tortuosidad	IPR
1	30,76	1,52	0,22	0,42	0,0666	0,376
2	31,17	1,40	0,70	0,88	0,0259	0,291
3	32,23	1,71	0,15	0,39	0,0739	0,287
4	34,5	1,67	0,15	0,42	0,0627	0,336
5	34,16	1,59	0,18	0,38	0,0539	0,295
6	35,97	1,25	0,61	0,52	0,0351	0,291
7	41,31	2,10	0,64	0,51	0,0449	0,367
8	39,4	1,93	0,66	0,51	0,0493	0,431
9	41,6	1,91	0,58	0,58	0,0643	0,307
10	42,48	2,25	0,49	0,77	0,0126	0,517
11	44,20	2,24	0,50	0,74	0,0127	0,448
12	50,92	2,17	0,95	0,61	0,0807	0,427

A continuación se intentará comprobar si existe alguna relación directa entre el índice potencial de ruptura y los parámetros representando gráficamente los resultados obtenidos.

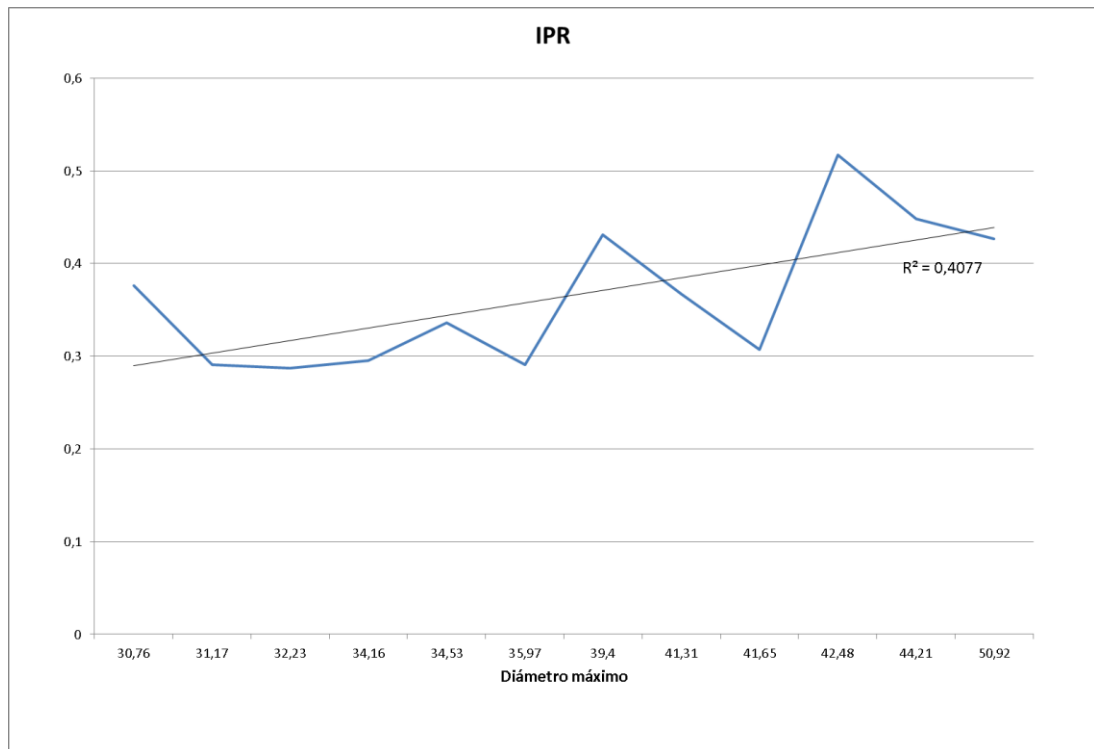


Figura 4.8: Variación del IPR en función del diámetro ordenado de menor a mayor

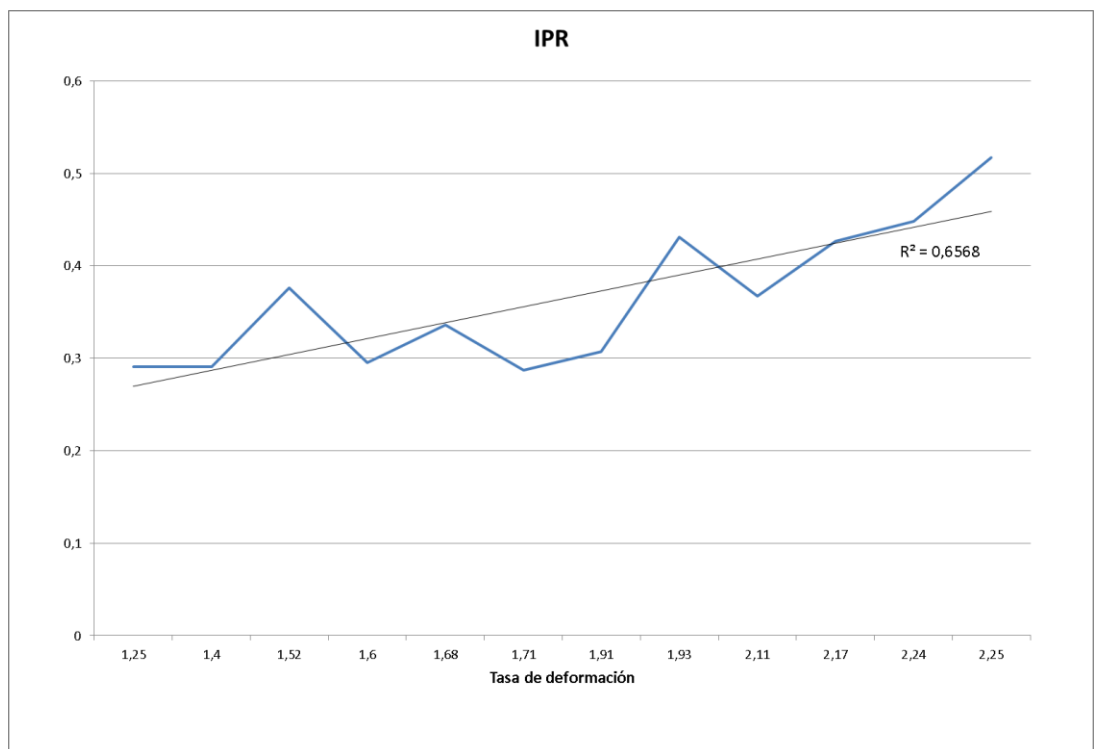


Figura 4.9: Variación del IPR en función de la tasa de deformación ordenada de menor a mayor

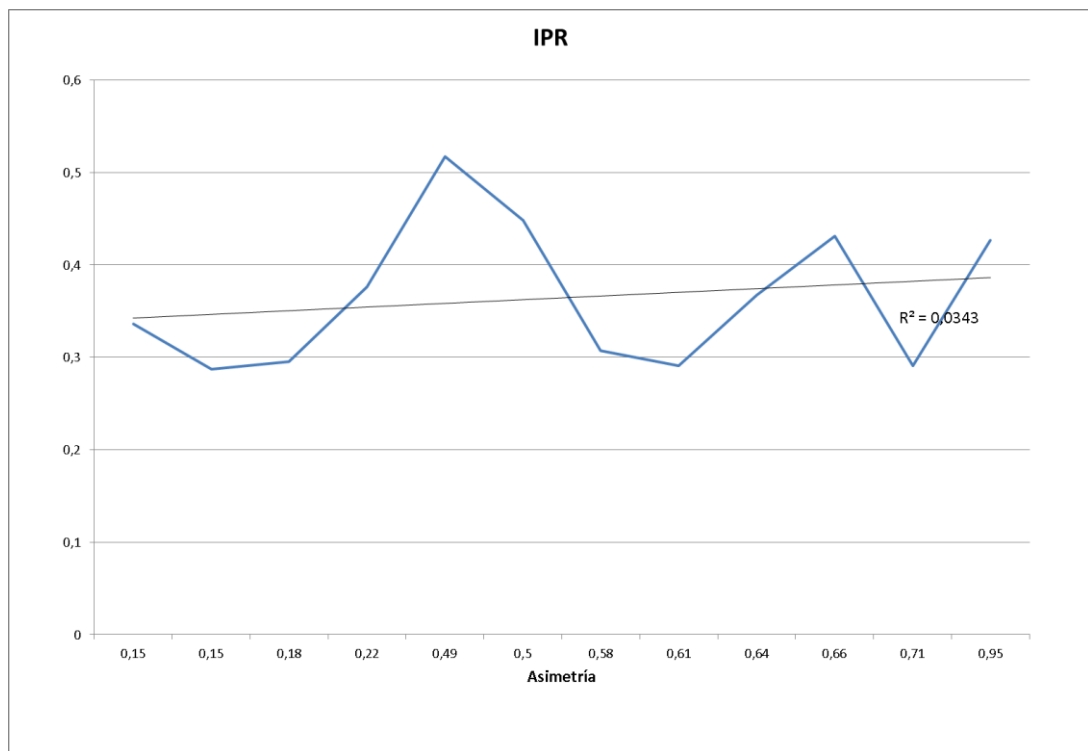


Figura 4.10: Variación del IPR en función de la asimetría ordenada de menor (más asimétrico) a mayor (más simétrico)

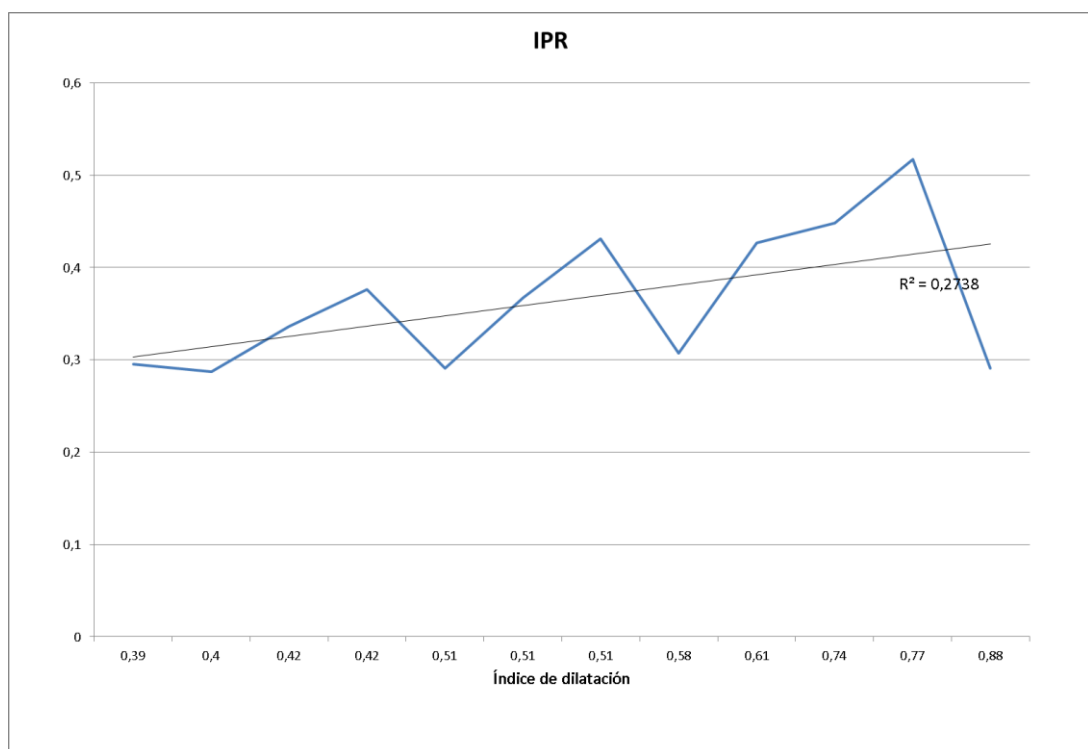


Figura 4.11: Variación del IPR en función del índice de dilatación ordenado de menor a mayor.

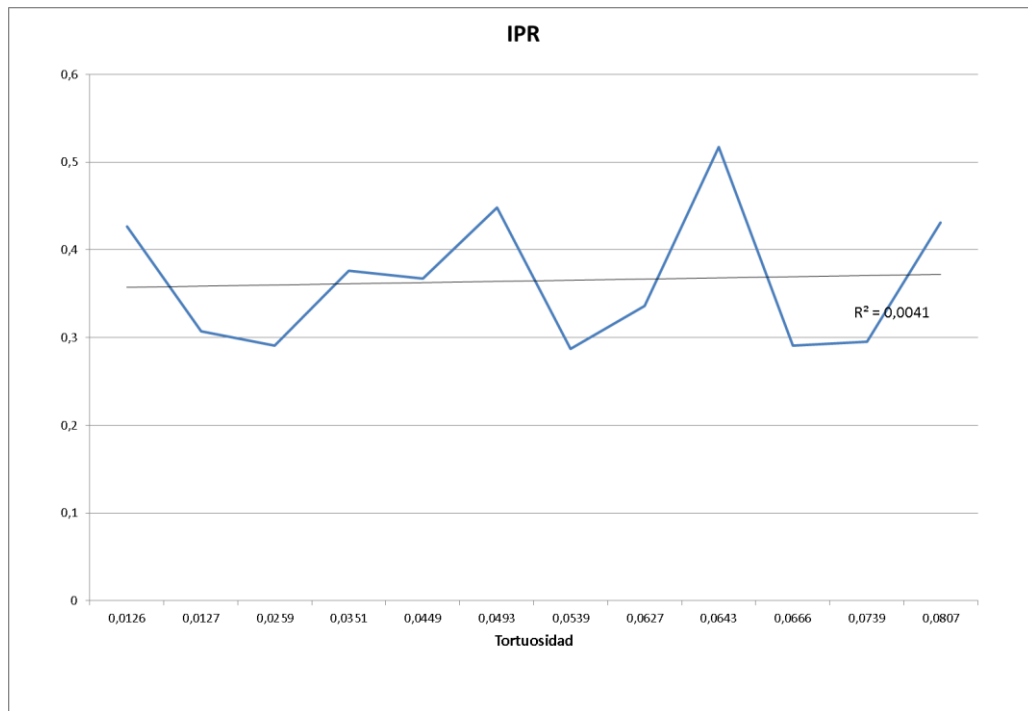


Figura 4.12: Variación del IPR en función de la tortuosidad ordenada de menor a mayor.

Por lo visto en las Figuras 4.8 a 4.12 se puede determinar que, pese a que la tendencia es a empeorar el IPR con el parámetro geométrico, no existe ningún parámetro que por sí solo constituya un indicador de riesgo potencial de ruptura ya que ninguna gráfica representa un aumento estricto del potencia de ruptura con el parámetro, todas las gráficas tienen altibajos.

Previamente se han comentado resultados de autores según los cuales, manteniendo algún parámetro constante, sí se podía establecer una relación directa del resto de parámetros con el potencial de ruptura. A continuación se intentarán validar dichas teorías.

Puesto que la muestra de modelos de aneurismas que se poseen para este trabajo no es muy extensa, es difícil conseguir varios modelos en los que coincida un parámetro geométrico.

Para los casos 7 y 9, el diámetro es muy similar y el resto de parámetros toman los valores que muestra la Tabla 4.7

Tabla 4.7: Parámetros para los casos 7 y 9

Caso	Diámetro máximo (mm)	Tasa de deformación	Asimetría	Índice de dilatación	Tortuosidad	IPR
7	41,31	2,10	0,64	0,51	0,0449	0,367
9	41,6	1,91	0,58	0,58	0,0643	0,307

Se puede observar que la peligrosidad de casi todos los parámetros geométricos es mayor para el caso 9 que para el 7 y sin embargo su índice potencial de ruptura es menor. Esto se debe a que la peligrosidad de la tasa de deformación es mayor para el caso 7, lo cual significa que, al tener diámetro máximo similar, el diámetro de la arteria sana es menor para el caso 7 y, al haberse supuesto el mismo caudal para ambos modelos, el flujo tendrá una mayor velocidad a la entrada e impactará con más fuerza contra la pared arterial originando una tensión mayor.

Para los casos 10 y 11, la tasa de deformación, asimetría y tortuosidad son muy similares y el resto de parámetros toman los valores que muestra la Tabla 4.8, siendo más peligroso el diámetro del caso 11 y el índice de dilatación del caso 10. Puesto que el índice potencial de ruptura es mayor para el caso 10, se puede determinar que el índice de dilatación es un factor más influyente que el diámetro máximo a la hora de evaluar el riesgo de ruptura.

Tabla 4.8: Parámetros para los casos 10 y 11

Caso	Diámetro máximo (mm)	Tasa de deformación	Asimetría	Índice de dilatación	Tortuosidad	IPR
10	42,48	2,25	0,49	0,77	0,0126	0,517

11	44,20	2,24	0,50	0,74	0,0127	0,448
----	-------	------	------	------	--------	-------

Similar es la situación que ocurre para los casos 3 y 4, representados en la Tabla 4.9, donde la asimetría es la misma pero en este caso, tanto el diámetro máximo como el índice de dilatación son más peligrosos para el caso 4, lo que deriva en un mayor potencial de ruptura pese a que la tortuosidad y tasa de deformación son más peligrosas para el caso 3.

Tabla 4.9: Parámetros para los casos 3 y 4

Caso	Diámetro máximo (mm)	Tasa de deformación	Asimetría	Índice de dilatación	Tortuosidad	IPR
3	32,23	1,71	0,15	0,39	0,0739	0,287
4	34,5	1,67	0,15	0,42	0,0627	0,336

A la vista de los resultados obtenidos, se resalta la evidencia de que no es posible obtener un índice potencial de ruptura a partir de sólo un parámetro geométrico y convendría ponderar el grado de influencia de cada uno. Además este resultado demuestra que un factor clave en el desarrollo del proyecto será la reconstrucción tridimensional del aneurisma ya que su geometría afectará notablemente al resultado final.

4.5 Comparativa entre parametrizaciones mecánicas del trombo intraluminal.

Por último, en la sección de objetivos se propuso evaluar la relación entre los parámetros mecánicos característicos del trombo intraluminal con el fin de establecer su relación con el criterio de diagnosis. Para ello, se obtendrá el valor de tensión máximo soportado por la pared arterial (Maximum Principal Stress o MPS) para cada par de valores propuestos y se

calculará una diferencia porcentual entre resultados. En la sección “3.5.1 Definición de las propiedades del trombo.” se definió el trombo como un material hiperelástico polinómico con dos parámetros C_{10} y C_{20} diferentes para muestras longitudinales y circunferenciales o de capa luminal o media. Se dijo que para la simulación de escogerían los pares de valores máximo, mínimo y la media, los cuales están representados en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10: Pares de valores C_{10} y C_{20} para caracterizar el trombo

Valores	C_{10}	C_{20}
Máximos	36200	22450
Medios	22850	35500
Mínimos	18000	23800

En la Tabla 4.11 se muestra, para los aneurismas que presentaban un trombo intraluminal, los valores máximos de tensión a lo largo del tiempo en la pared arterial para cada par de parámetros además de la diferencia porcentual entre ambos.

Tabla 4.11: Valores de tensiones totales para aneurismas sin trombo

Número de caso	MPS min (MPa)	MPS media (MPa)	MPS max (MPa)	Diferencia entre modelos (%)
1	0,70798	0,68767	0,63173	10,77008
2	0,44466	0,41947	0,35606	19,92534
3	0,52632	0,48957	0,39742	24,49080
4	0,32073	0,30695	0,26821	16,37514
5	0,6624	0,64786	0,60225	9,08062
6	0,5143	0,50244	0,4655	9,48863
7	0,30734	0,28676	0,25283	17,73606



8	0,7229	0,66398	0,50302	30,41638
9	0,52541	0,50907	0,45808	12,81475

La diferencia porcentual media entre los pares de valores máximos y mínimos del 15,48%, lo cual sugiere que, para este tipo de caracterización, no se puede utilizar único par de valores que represente fielmente las características mecánicas de todas las capas del trombo intraluminal porque se produce una gran pérdida de información.





CAPÍTULO 5:

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS





CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1 Conclusiones.

A continuación se presentarán las conclusiones obtenidas en referencia a cada uno de los objetivos planteados al inicio del presente trabajo.

- Patrones de flujo

En primer lugar en este trabajo se han analizado los patrones de flujo en el interior de un saco aneurismático cuando se le somete a un análisis transitorio con unas condiciones de contorno que simulan la onda pulsátil de la sangre. Hay dos efectos importantes que se observaron:

El primero ocurre durante la aceleración sistólica, cuando el flujo se ve sometido a un fuerte gradiente de velocidad e impacta contra la pared arterial. En ese punto se producirá un pico de tensión que afectará al índice potencial de ruptura haciendo que éste sea máximo en el punto de impacto.

El segundo efecto se produce en éste mismo momento en los puntos donde la recirculación es máxima y se ha formado un vórtice que ocasiona velocidades muy bajas en la pared. Por este efecto se origina un gradiente de presiones entre las paredes anterior y posterior en el interior del saco el cual ocasiona altas presiones e indica la dirección de crecimiento del aneurisma

Ambos efectos demuestran que la vorticidad y los patrones de flujo tienen un efecto directo en la tensión que soporta la pared arterial así como en el crecimiento del aneurisma.

- Comparación entre modelo de interacción fluido-estructura y presión constante.

Se han distinguido para el estudio dos tipos de aneurismas diferentes según tuvieran trombo intraluminal o no.

Para los que no lo tenían, se han planteado dos formas diferentes de realizar el análisis de la distribución de tensiones soportadas por la pared arterial. La primera consistía en un análisis de tipo fluido-estructura en el que, para cada momento de un ciclo cardíaco, se calculó la presión que la sangre ejercía como fluido sobre la pared arterial y la respuesta en forma de tensión que ésta soportaba, interesando el punto momento en que la tensión fuera máxima. La segunda forma de análisis que se ha propuesto consiste en someter al modelo a una presión de valor constante e igual a la máxima soportada a lo largo de un ciclo cardíaco e igualmente ver las tensiones que se generan en la superficie.

Una vez se realizaron ambos análisis, se comparó el valor de la máxima tensión obtenida por ambos métodos y se calculó una diferencia porcentual para saber si se puede utilizar el modelo de presión constante ya que supone una simplificación del fluido-estructura que requiere menor tiempo y coste computacional.

Este método fue aplicado a doce casos diferentes obteniendo una diferencia media del 7,03% lo cual indica que no se puede realizar la simplificación ya que se produce una gran pérdida de información.

El segundo tipo de aneurisma que se ha analizado es el que sí poseía un trombo intraluminal en el interior del saco aneurismático. Para este tipo de aneurisma se ha buscado una caracterización de las propiedades mecánicas que pudiera ser válida y así analizar el efecto de un trombo sobre el riesgo de ruptura de un aneurisma. Para ello se definió el material como isotrópico, incompresible y que posiblemente experimente grandes deformaciones. Se

escogieron de la bibliografía pares de valores que pudieran modelar esta situación y se realizó un estudio de tipo fluido-estructura variando dichas propiedades para obtener un valor de tensión máxima para cada par.

Se utilizaron para este experimento nueve casos diferentes y, una vez obtenidas las tensiones para cada par de valores, se calculó una diferencia porcentual entre ambos. La diferencia media fue del 15,48% lo cual pone de manifiesto que esta caracterización no es válida para modelar el comportamiento del trombo intraluminal.

- Factores biomecánicos geométricos.

Los factores biomecánicos geométricos que se han tenido en cuenta en este estudio son el diámetro máximo, la tasa de deformación, la asimetría, el índice de dilatación y la tortuosidad.

Todos estos parámetros se obtienen fácilmente de la reconstrucción de imagen tomográfica, por lo que no resultaría difícil añadirlos a un diagnóstico futuro que se basase tan sólo en medidas geométricas, tal y como se hace actualmente con el diámetro máximo.

Si se observan las gráficas que se han obtenido de los índices potenciales de ruptura, se puede constatar cómo ninguno de los parámetros por sí solo es un indicador totalmente fiable del riesgo de ruptura. Esto hace que el criterio de diámetro máximo (que aconseja operar pasados los 55 mm.) sea extremadamente impreciso para aneurismas en torno a ese límite.

No se puede decir que el método de diagnóstico actual sea inadecuado, puesto que es clara la dependencia del riesgo de ruptura con el diámetro máximo, pero no es el único y otros factores geométricos deben ser tenidos en cuenta.

5.2 Líneas futuras de investigación.

Algunos trabajos ^[15,16] han demostrado que el diagnóstico del riesgo de ruptura de aneurismas mediante elementos finitos, cuya naturaleza estructural y geométrica es totalmente conocida, es mucho más preciso que el diagnóstico mediante el criterio de diámetro máximo. Esto permite que menos pacientes sufran operaciones innecesarias (con cierta mortalidad) y que se eviten muertes por rotura de aneurisma al ser intervenido con anterioridad.

Para que este enfoque tenga éxito y pueda comenzarse su aplicación en masa, deben conseguirse ciertos objetivos, hacia los cuales tienen que estar enfocados los futuros proyectos e investigaciones. Tales son:

- Mejorar el proceso de reconstrucción de imágenes médicas y automatizar el proceso. Esto es un punto clave ya que se ha visto en este trabajo cómo la variación de los parámetros geométricos influye mucho en los resultados finales.
- Encontrar un modelo que represente fielmente las características mecánicas del trombo intraluminal para poder analizar el efecto que éste tiene sobre la posible ruptura de un aneurisma ya que los estudios actuales son contradictorios. Mientras que algunos estudios aseguran que la aparición de un trombo es beneficiosa ^[23] otros avalan la hipótesis contraria ^[24]
- Desarrollar una herramienta informática que pueda ser empleada por personal sin conocimiento en simulación de elementos finitos, tales como médicos y diverso personal sanitario. Tiene que permitir extraer la geometría aneurismática de la imagen de TAC y exportarla a un módulo de simulación que calcule un predictor. Todo ello de manera rápida e intuitiva.



- Validar estadísticamente la herramienta anterior y, en general, el diagnóstico mediante este método. Ciertos estudios ya se han hecho en este sentido, pero las muestras no han sido del todo representativas (no llegan al centenar de pacientes) Se debe encontrar un descenso palpable en el número de fallecidos y de operaciones realizadas, quedando patente la mejor precisión para escoger a los sujetos a operar.





CAPÍTULO 6:

ESTUDIO ECONÓMICO





CAPÍTULO 6: ESTUDIO ECONÓMICO

6.1 Introducción.

En este capítulo se hará una valoración de los costes económicos del proyecto, con el fin de elaborar un presupuesto orientativo. Se han desglosado los costes en dos partes, los costes directos y los costes indirectos, definidos como sigue:

- Costes directos: Son el conjunto de costes en los que se ha incurrido, directamente relacionados a la realización del proyecto, afectando directamente a la determinación del coste final del mismo. A su vez, se desglosarán en los siguientes:
 - Costes de personal: Correspondientes al coste del salario del personal que ha realizado el proyecto.
 - Costes de material: Costes de todas las herramientas utilizadas en la elaboración del proyecto, siendo en este proyecto las más importantes las correspondientes a herramientas informáticas, tanto hardware como licencias de software. También se destaca el coste de artículos de investigación y artículos de papelería.
- Costes indirectos: Se trata de los costes que no afectan únicamente al proyecto, no pudiendo ser imputados directamente al mismo, pero que son necesarios para la realización del mismo. Se incluyen en este apartado el coste eléctrico y el coste administrativo.

6.2 Costes directos.

Se trata de los costes en los que se incurre únicamente para la realización del proyecto, sin ningún tipo de utilidad diferente. Se desglosan estos costes en costes de personal y costes de material.

6.2.1 Costes de personal.

Son aquellos que se derivan de la participación de personal en la ejecución del proyecto. Se considera la plantilla formada por un Ingeniero Industrial sin experiencia previa y por un Consultor Ingeniero Industrial con elevada experiencia laboral anterior. A continuación se muestran las horas realizadas por el Ingeniero novel:

Tabla 6. 1: Horas trabajadas por un ingeniero novel.

Concepto	Horas empleadas
Aprendizaje del software y del estado del arte de nuevos métodos de diagnóstico de riesgo de ruptura de AAA	100
Planteamiento del modelo, desarrollo del proyecto y análisis de los resultados	300
Elaboración de la documentación	50
Total en Horas	450

A continuación en la tabla 6.2 se muestra el coste total en personal, suponiendo un salario bruto por hora para un Ingeniero novel de 20 € y un salario bruto por hora para un Ingeniero experimentado de 40 €.

Tabla 6.2: Coste total de personal

Objeto	Cantidad (horas)	Coste (€/hora)	Coste total (€)
Mano de obra ingenieril	450	20	9.000,00
Mano de obra de supervisión	30	40	1.200,00
Coste total en personal			10.200,00

6.2.2 Costes de material.

Primero se ha calculado el coste del material informático, consistente en la licencia de ANSYS 15.0 durante un año, la licencia de CATIA v5 durante un año, la licencia de Microsoft Office 2010, Windows 8 y la utilización de un ordenador personal DELL de sobremesa.

Hay que realizar la amortización de estos productos. Se ha supuesto un modelo de amortización lineal a 5 años (tasa de amortización del 20%) con un valor residual del 15% para el ordenador personal y para la licencia de Microsoft Office 2010.

Las licencias de CATIA v5 y de ANSYS 15.0 son durante un año.

Se tiene en cuenta para calcular el coste horario de cada producto que el número de días laborales al año es de 215, siendo cada uno correspondiente a una jornada de 8 horas.

Tabla 6.3: Coste total informático

Concepto	Coste (€)	Amortización (€)	Coste horario	Horas de uso	Coste total (€)
Software					
S. O. Windows 8	100,00	17,00	0,01	450	4,50
Microsoft Office 2010	100,00	17,00	0,01	200	2,00
CATIA v5	2.000,00	2.000,00	1,16	100	116,00
ANSYS 15.0	5.000,00	5.000,00	2,91	350	1.018,50
Hardware					
DELL	1.000,00	170,00	0,10	450	45,00
Coste total en material informático					1.186,00

En último lugar, se han tenido en cuenta el coste en papelería, como bolígrafos o papel y otros como CDs o encuadernaciones. El coste en estos artículos es el siguiente:

Tabla 6.4: Coste en papelería y otros.

Concepto	Coste (€)
Impresiones y encuadernaciones	300,00
CDs	5,00
Material de papelería	20,00
Coste total en papelería y otros	325,00

Siendo, por tanto, el coste total en material el siguiente:

Tabla 6.5: Coste en material

Concepto	Coste (€)
Coste total en material informático	1.186,00
Coste total en papelería y otros	325,00
Coste total en material	1.511,00

6.2.2 Costes directos totales.

Los costes directos totales resultantes de la suma de los costes en material y en personal, son los siguientes:

Tabla 6.6: Costes directos totales.

Concepto	Coste (€)
Coste total en personal	10.200,00
Coste total en material	1.511,00
Coste Total Directo	11.711,00

6.3 Costes indirectos.

La segunda categoría se refiere a los costes indirectos, aquellos en los que es necesario incurrir para realizar el proyecto pero que no pueden ser únicamente imputados al mismo. Se contabilizan en esta partida los gastos en electricidad, teléfono y gastos administrativos. Se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 6.7: Costes indirectos.

Concepto	Coste (€)
Gastos en electricidad y teléfono	50,00
Gastos administrativos	150,00
Coste Total Indirecto	200,00

6.4 Coste total.

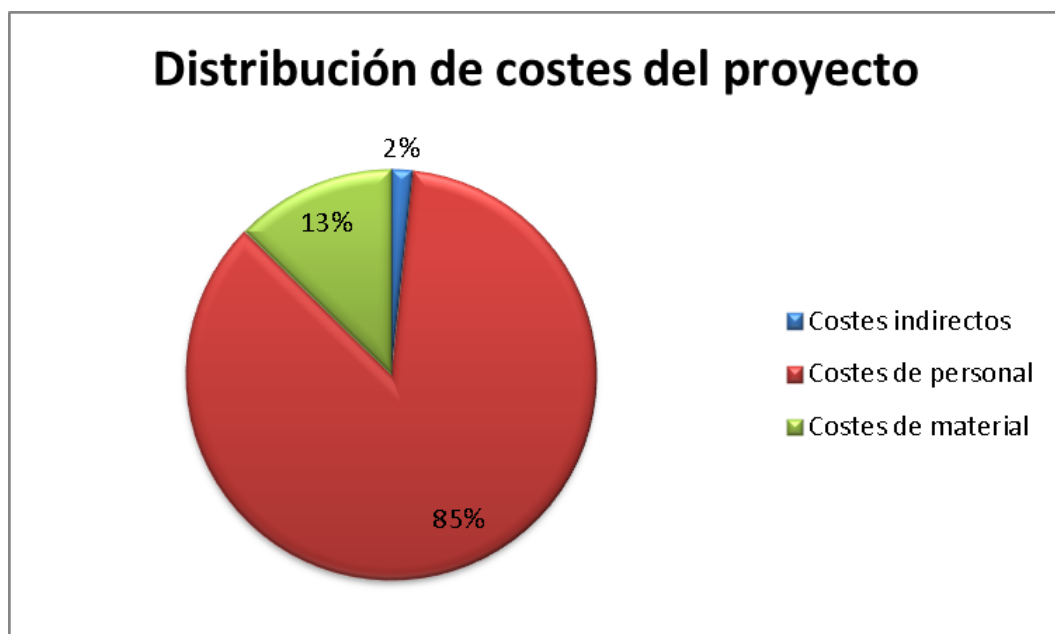
Los costes totales de realización del proyecto son obtenidos sumando los costes directos e indirectos obtenidos anteriormente.

Tabla 6.8: Coste total de realización del proyecto.

Concepto	Coste (€)
Costes directos	11.711,00
Costes indirectos	200,00
Coste Total	11.211,00

La suma total del coste del proyecto es de **ONCE MIL DOSCIENTOS ONCE EUROS**. El cual, desglosado en porcentaje se divide de la siguiente forma:

Figura 6.1: Distribución porcentual de costes del proyecto

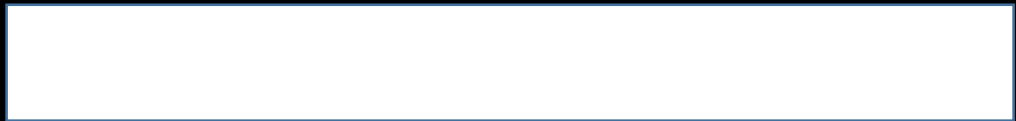






ANEXO I:

MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS,
ANSYS





ANEXO I: MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS, ANSYS

I.1 Introducción.

El método de los elementos finitos (cuya aplicación práctica es conocida como análisis de elementos finitos o FEA) es una técnica numérica cuyo objetivo es encontrar soluciones aproximadas de ecuaciones en derivadas parciales y de ecuaciones integrales. El acercamiento a la soluciones se basa tanto en eliminar completamente la ecuación diferencial (problemas estáticos) como en convertir la ecuación en derivadas parciales en un sistema aproximado de ecuaciones diferenciales ordinarias, que serán integradas numéricamente mediante técnicas como el método de Euler o de Runge- Kutta.

Para resolver las ecuaciones en derivadas parciales, el problema principal es crear una ecuación que aproxime la ecuación a estudiar, siendo estable numéricamente, de tal manera que los errores en los datos de entrada y en los cálculos intermedios no provoquen una solución sin sentido. Hay varias maneras de lograr esto, todas con ventajas y desventajas. El método de elementos finitos es una buena opción para resolver ecuaciones en derivadas parciales sobre dominios complejos (como tuberías, estructuras metálicas), sobre dominios que cambian (como una estructura con un apoyo que se mueve), cuando la precisión deseada varía en el dominio o cuando la solución no es suave. Por ejemplo, en una simulación de choque frontal, es posible mejorar la precisión en áreas importantes tales como el frontal de coche y reducirla en áreas menos importantes como la parte trasera (reduciendo el tiempo de simulación).

En los últimos años, el análisis por elementos finitos se ha vuelto muy común, y es la base de una industria informática que genera miles de millones de dólares.

A pesar de las ventajas y del gran poder de la simulación por elementos finitos, las desventajas de las soluciones por ordenador deben tenerse en cuenta cuando se usan este y otros métodos similares. No muestran cómo las tensiones son influenciadas por variables importantes del problema tales como las propiedades del material y las distintas geometrías del dominio, y errores en los datos de entrada pueden provocar incorrecciones que pueden ser obviadas por el analista. Quizá la más importante función en la teoría del modelado es la de agudizar la intuición del diseñador, los usuarios de software de elementos finitos deben planear su estrategia hacia este fin, apoyando la simulación por computadora con la mayor cantidad de análisis experimentales posibles.

Hoy en día el software de elementos finitos es relativamente sencillo de utilizar, siendo muy intuitivo y poco complicado. A pesar de esto, son lo suficientemente complejos como para que la mayoría de usuarios no encuentren necesario programar su propio código. Un gran número de códigos comerciales están disponibles, en un amplio abanico de precios y compatible para computadoras personales como para superordenadores. Aún así, los usuarios con necesidades especiales no deberían descartar completamente la creación de su propio código, y podrían encontrar ciertas bases de códigos abiertos fácilmente, como punto de partida.

La mayoría de códigos de software de elementos finitos están escritos en Fortran y unos pocos en C u otros lenguajes de programación más modernos.

En la práctica, un análisis de elementos finitos consiste de tres pasos principales:

Preprocesado

El usuario construye un modelo de lo que desea analizar. Se crea una geometría desde cero o se importa desde algún programa externo. La geometría se divide entonces en un número discreto de subregiones o elementos, conectados en puntos discretos denominados nodos y formando una malla. Algunos de estos nodos tendrán sus movimientos fijados en una o varias direcciones, o tendrán aplicadas ciertas fuerzas, siendo así establecidas las condiciones de contorno del problema.

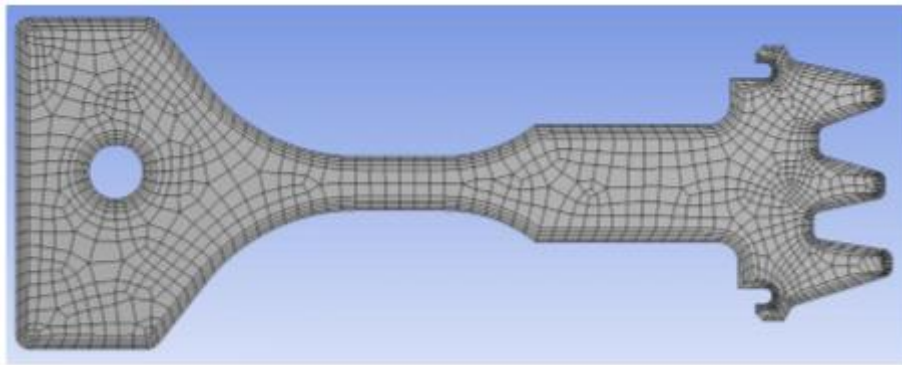


Figura I.1: Mallado de una pieza de automóvil.

Preparar estos modelos puede ser una tarea compleja que lleve mucho tiempo y el software comercial a menudo se centra en esta etapa para mejorar y presentar sus productos, de tal manera que puedan asistir de la mejor forma posible al usuario en esta tarea. Por otra parte, existen programas comerciales que se dedican exclusivamente al diseño de la geometría (CATIA, Pro/ENGINEER, AutoCAD o SolidWorks) o a la generación del mallado (ADINA, Algor).

Análisis

El conjunto de datos creado por el preprocesador se usa como entrada en el propio software de elementos finitos, que construye y resuelve un sistema lineal o no- lineal de ecuaciones algebraicas

$$K_{ij} \cdot u_j = f_i$$

donde u y f son los desplazamientos y las fuerzas externas aplicadas en los nodos. La formación de la matriz K es dependiente del tipo de problema al que nos enfrentamos. Los códigos comerciales suelen tener una gran librería de elementos, con elementos apropiados para una buena cantidad de problemas tipo. Una de las ventajas del análisis por elementos finitos es que muchos problemas pueden ser solucionados con el mismo código, simplemente especificando el tipo de elemento apropiado de la librería.

Las marcas comerciales no publicitan demasiado las mejoras en este apartado, siendo, quizá, el que menos se tiene en cuenta cuando se escoge un software sobre otro. Esto es así porque es el paso en el que el diseñador o analista tiene menos participación, siendo casi exclusivamente llevado a cabo por el ordenador. Si bien esta etapa del análisis no consume tiempo humano, si se debe tener en cuenta el tiempo de computación que puede acarrear para decidirnos por uno u otro producto.

Postprocesado

En los primeros días del método de elementos finitos, el usuario debía lidiar con gran cantidad de números generados por el propio código, listando desplazamientos y tensiones en las posiciones discretas del modelo. Es fácil perder información importante de esta manera y los

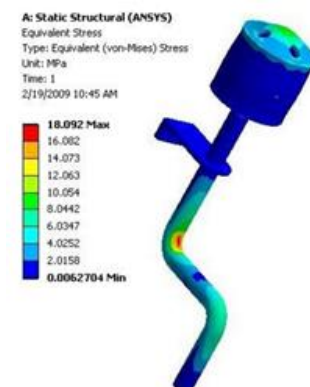


Figura 1.2: Ejemplo de resultado obtenido mediante FEA

programas modernos usan gráficos y mapas coloreados, para asistir en la visualización de los resultados. Un postprocesador típico muestra mapeado de colores sobre la geometría para indicar puntos y lugares más solicitados a tensión que otros.

Habitualmente tras obtener los primeros resultados se vuelve otra vez a la etapa de preprocesado, refinando la malla donde se contemple una concentración de tensiones, ajustando el tamaño del mallado al gradiente de tensiones. De la misma manera, si en zonas con poca sollicitación y sin apenas cambio en las tensiones se permite una malla más basta para mejorar el tiempo de computación.

Las instrucciones de los software específicos se detallan habitualmente en la documentación que acompaña al producto, y los productos comerciales más caros suelen ofrecer talleres y cursos así como ayuda interactiva para facilitar el aprendizaje de los usuarios. Uno de los problemas a los que se suelen enfrentar los usuarios que han asistido a estos cursos es que el software tiende a presentarse como una “caja negra” en la que las operaciones internas se desconocen y no son entendidas. Entender la teoría de los elementos finitos es esencial para evitar errores comunes y descartar ciertos resultados no significativos.

I.2 Ansys.

ANSYS Inc. suministra una completa familia de productos relacionados con el análisis de elementos finitos. Habitualmente la manera de usar estos productos es a través de ANSYS Workbench, una aplicación que permite la interacción entre dichos productos, integrándose con herramientas de CAD y con procesos de diseño.

ANSYS Workbench está compuesto de varias aplicaciones, con algunos ejemplos como los siguientes.

- Mechanical: para realizar análisis estructurales y térmicos.

- Fluid Flow (CFX): para realizar análisis de dinámica de fluidos usando CFX.
- Fluid Flow (Fluent): para realizar análisis de dinámica de fluidos usando FLUENT.
- Geometry (DesignModeler): para crear y modificar geometría de CAD, preparando así el modelo sólido que se usará en la aplicación Mechanical.
- Engineering Data: para definir propiedades de los materiales.
- Meshing Application: para generar mallado ya sea de sólidos o de geometrías para análisis de fluidos.

Estas aplicaciones se pueden agrupar en dos tipos:

- Aplicaciones nativas (workspaces): funcionan completamente dentro de Workbench, sin abrirse en nuevas ventanas y pudiendo ser controladas desde la consola de comandos de Workbench. Estas aplicaciones son Project Schematic, Engineering Data y DesignExploration.

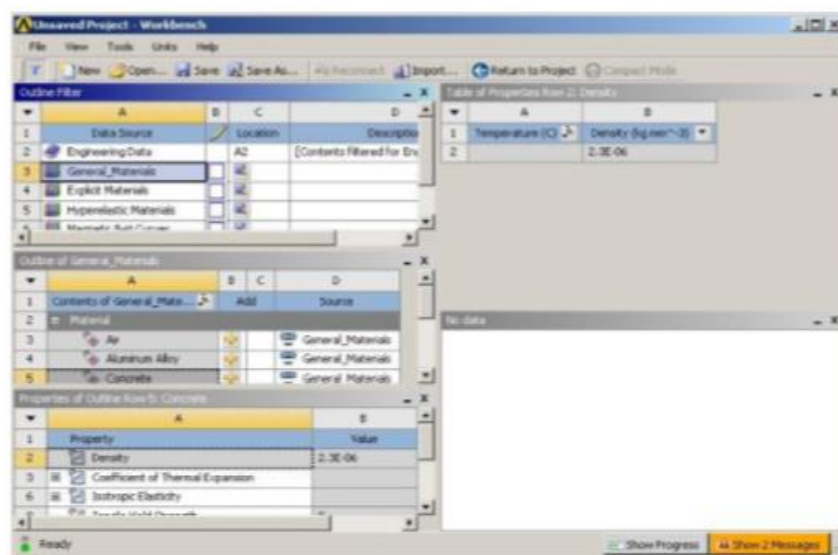


Figura I.3: Ejemplo de aplicación nativa

- Aplicaciones con información integrada: estas aplicaciones se abren en una nueva ventana, intercambiando información con Workbench pero funcionando fuera de éste. No pueden ser

controladas totalmente desde la consola de comandos de Workbench y por tanto no pueden ser programadas sus tareas. Estas aplicaciones incluyen Mechanical, FLUENT, CFX, AUTODYN y otras.

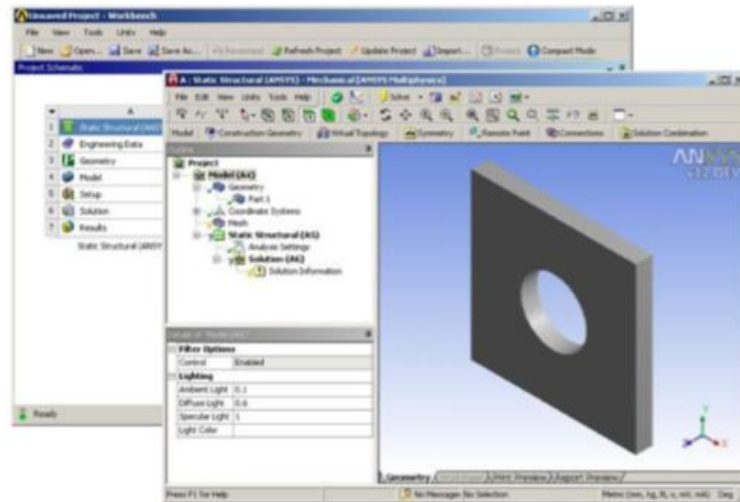


Figura I.4: Ejemplo de aplicación con información integrada

Interfaz gráfica de Workbench

Para la mayoría de situaciones, la interfaz gráfica de Workbench se divide en dos secciones, la caja de herramientas (Toolbox) y el esquema del proyecto (Project Schematic).

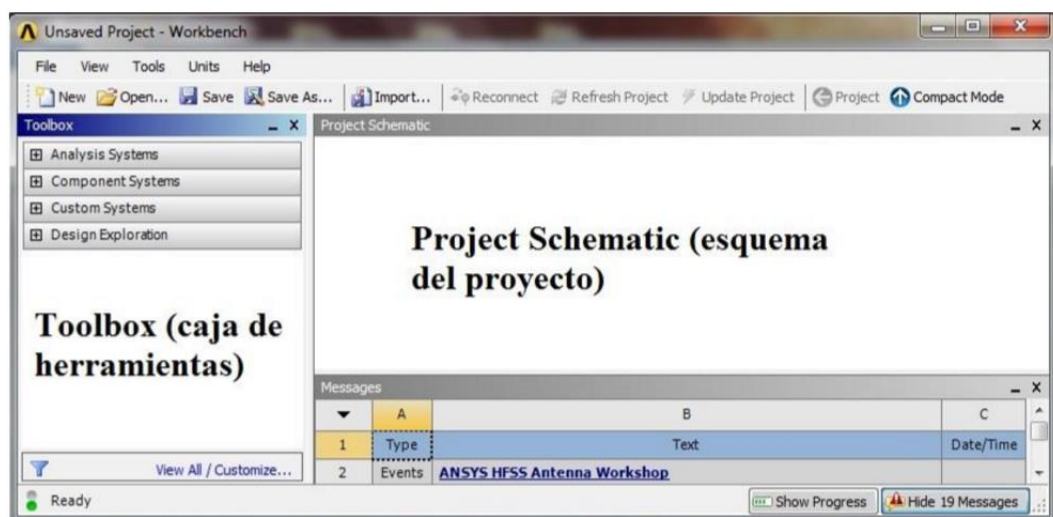


Figura I.5: Interfaz gráfica de Ansys.

Toolbox: La caja de herramientas se divide en cuatro subgrupos:

- **Analysis Systems:** Son plantillas predefinidas que se pueden colocar en el esquema del proyecto. Dichas plantillas contienen los diversos componentes necesarios para realizar un análisis determinado.
- **Component Systems:** Varias aplicaciones a las que se puede acceder para construir o expandir sistemas de análisis (Analysis systems)
- **Custom Systems:** Sistemas de análisis predefinidos para aplicaciones que interaccionen entre ellas, tales como análisis térmicos-estructurales, interacciones fluido-sólido... El usuario también puede crear sus propios sistemas predefinidos.
- **Design Exploration:** Provee herramientas para la organización de parámetros y herramientas de optimización.

Project Schematic: El esquema del proyecto es una representación gráfica del flujo de operaciones realizadas, que definen un sistema o un grupo de sistemas. El flujo de operaciones se realiza siempre de izquierda a derecha.

Los diversos sistemas de la caja de herramientas se pueden ir arrastrando al esquema para ir definiendo el proyecto:

Si se van arrastrando más aplicaciones, se pueden definir proyectos más complejos. Estas aplicaciones interactuarán con las que ya estaban según se coloquen antes o después. Los conectores indican el nivel de colaboración entre sistemas.

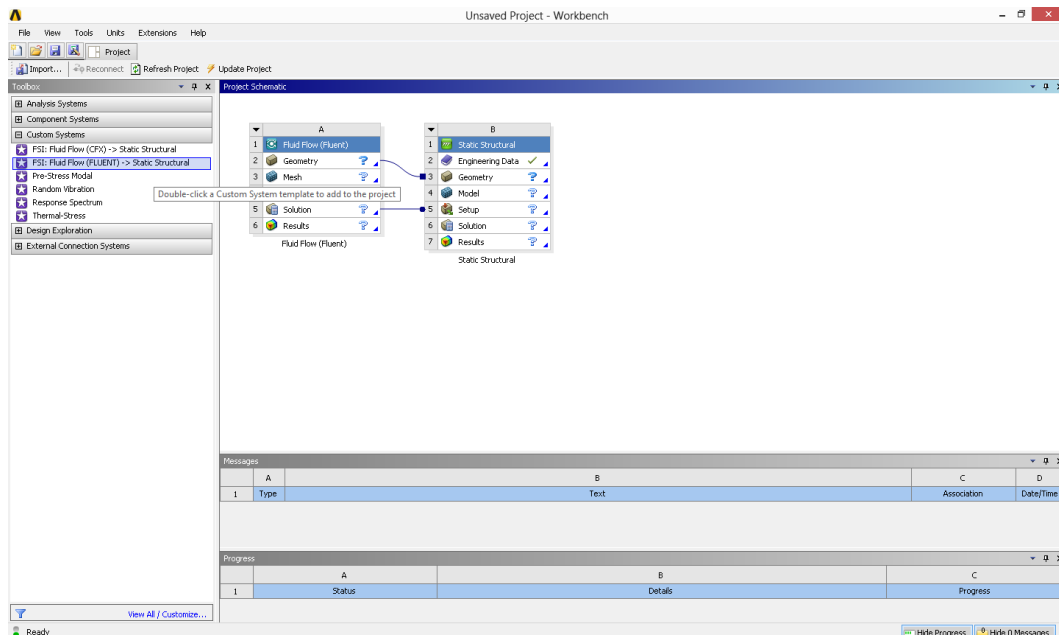


Figura I.6: Ejemplo del esquema utilizado en este proyecto





ANEXO II:

CARACTERIZACIÓN INDIVIDUAL DE LOS CASOS



CARACTERIZACIÓN INDIVIDUAL DE LOS CASOS

En este anexo se muestra para cada caso analizado, su geometría, parámetros geométricos calculados y gráficas obtenidas de variación del diámetro y de la distribución del potencial de ruptura.

Casos sin trombo

Caso 1

Varón de 56 años, con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal situado a 35 mm de la arteria renal izquierda, con un cuello de 20,1 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 69 mm.

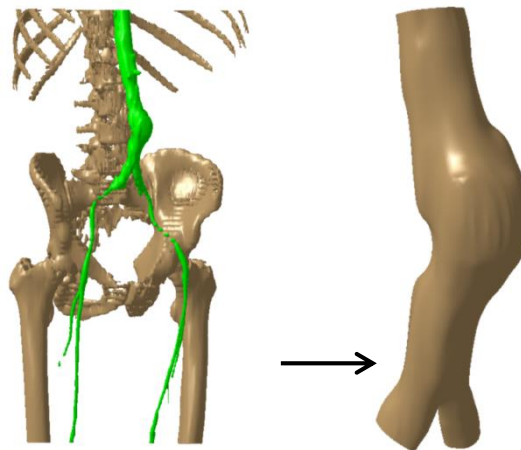


Figura II. 1: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.1: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
513193	2011	30,76	0,0666	1,52	0,22	0,42

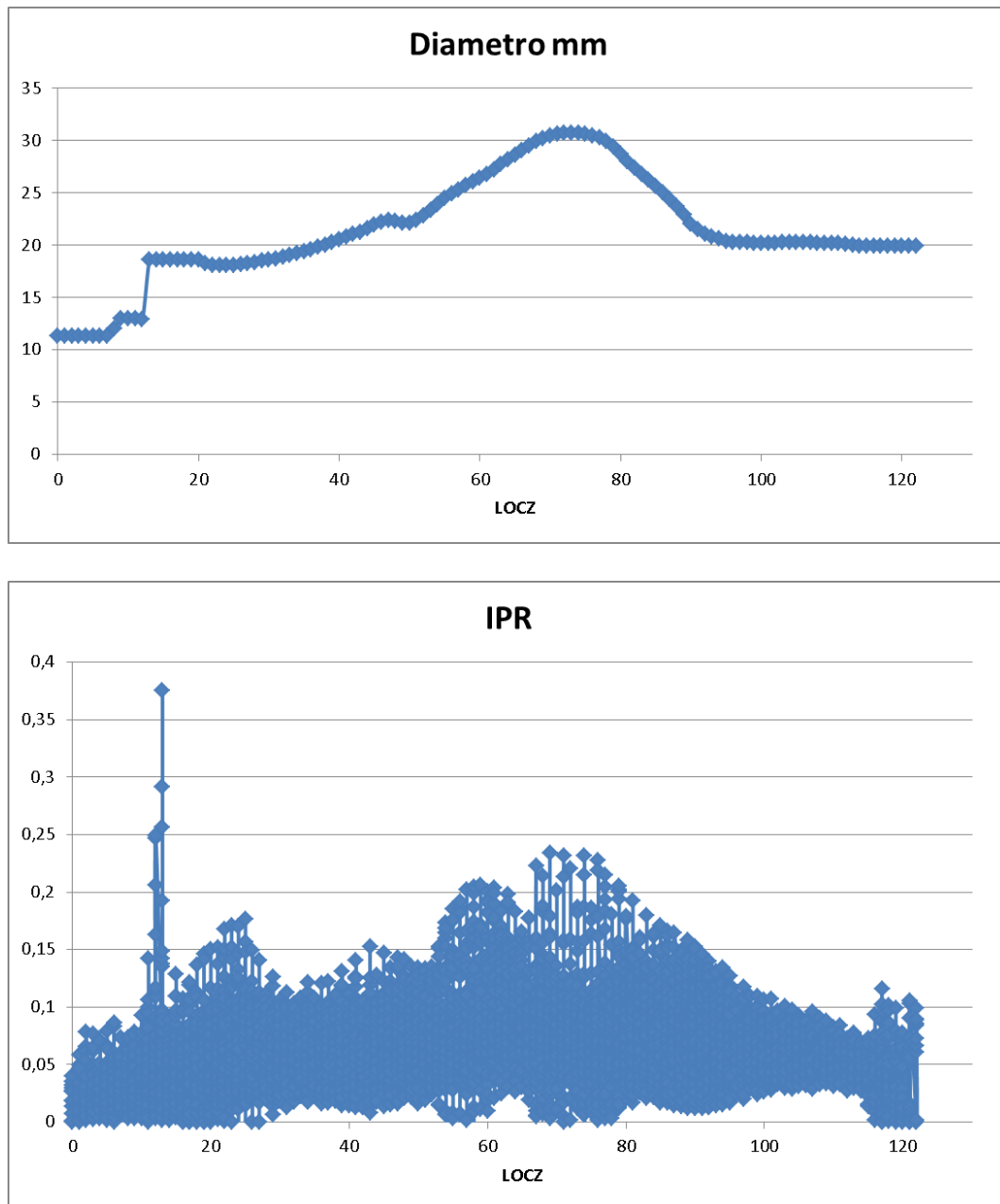


Figura II. 1: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.1: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Figura II. 2: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 2

Varón de 78 años, con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal que comienza a 31 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 22 mm y una longitud, hasta bifurcación aórtica, de 60 mm.

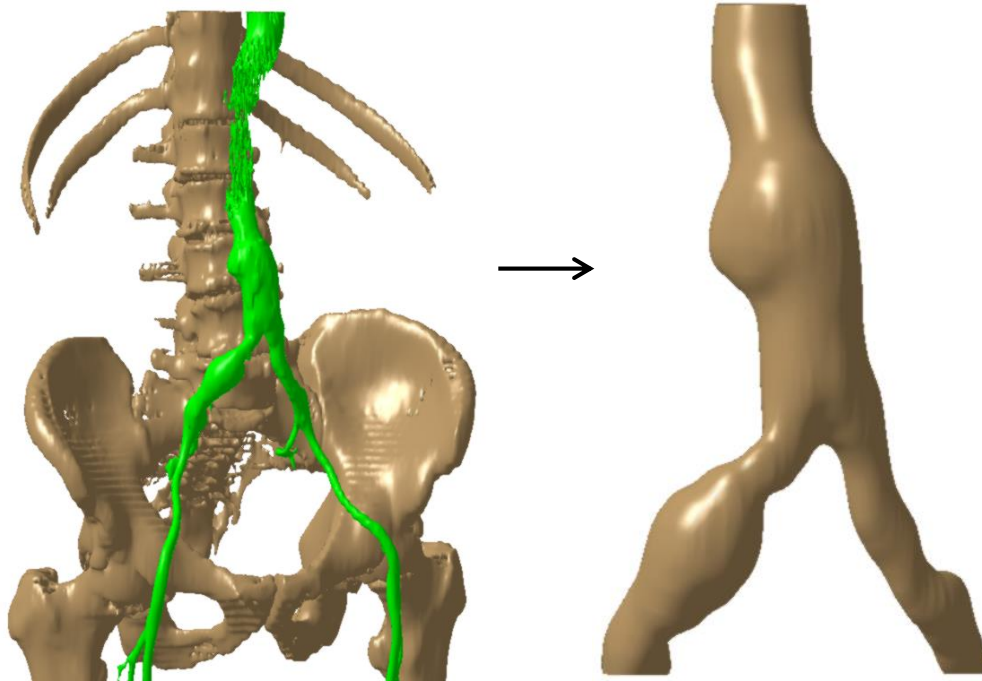


Figura II. 3: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.2: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
468875	2010	31,17	0,0259	1,40	0,71	0,89

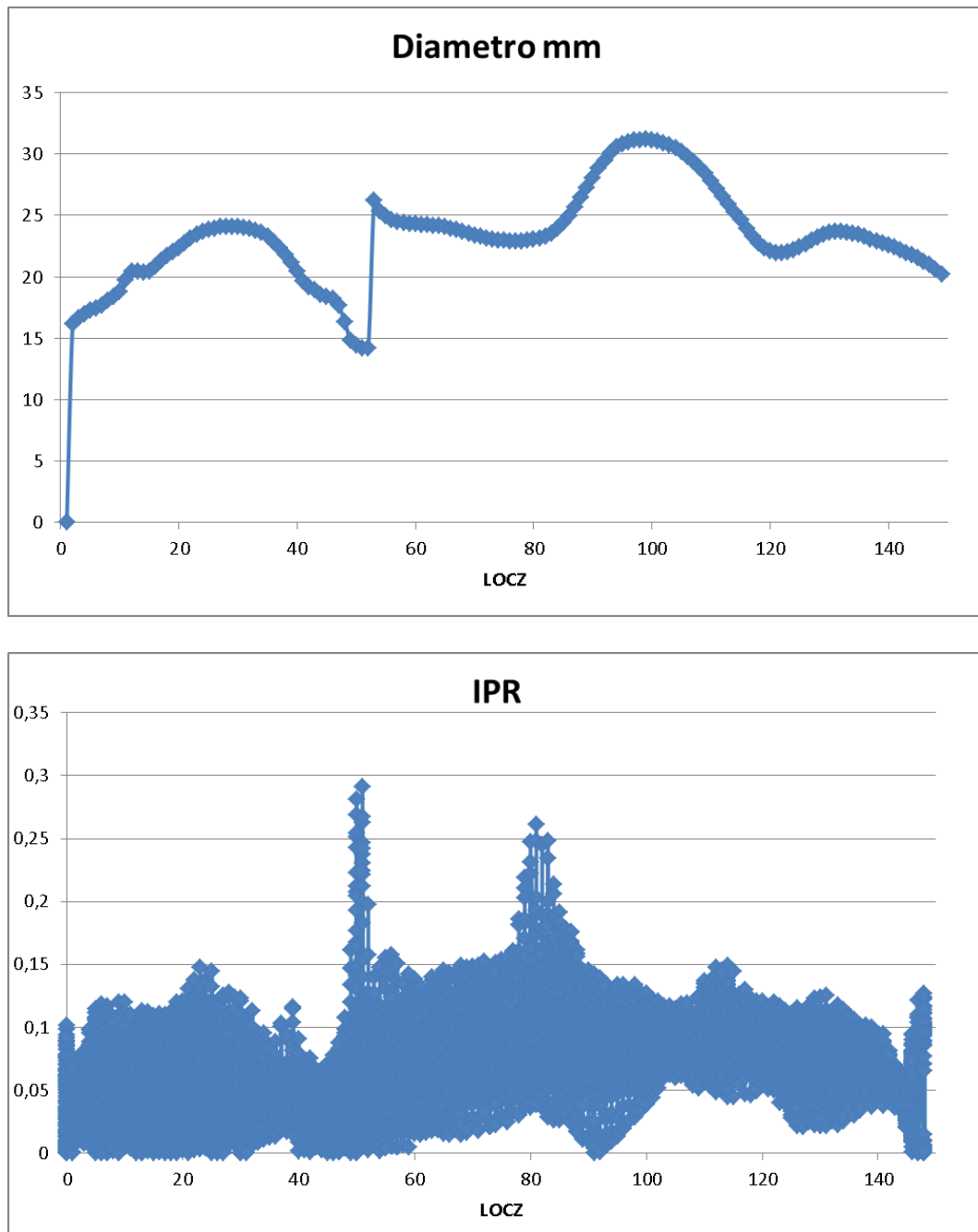


Figura II. 4: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 3

Varón de 66 años con un aneurisma de la aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 37 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 21 mm y una longitud de 78 mm hasta la bifurcación de la aorta.

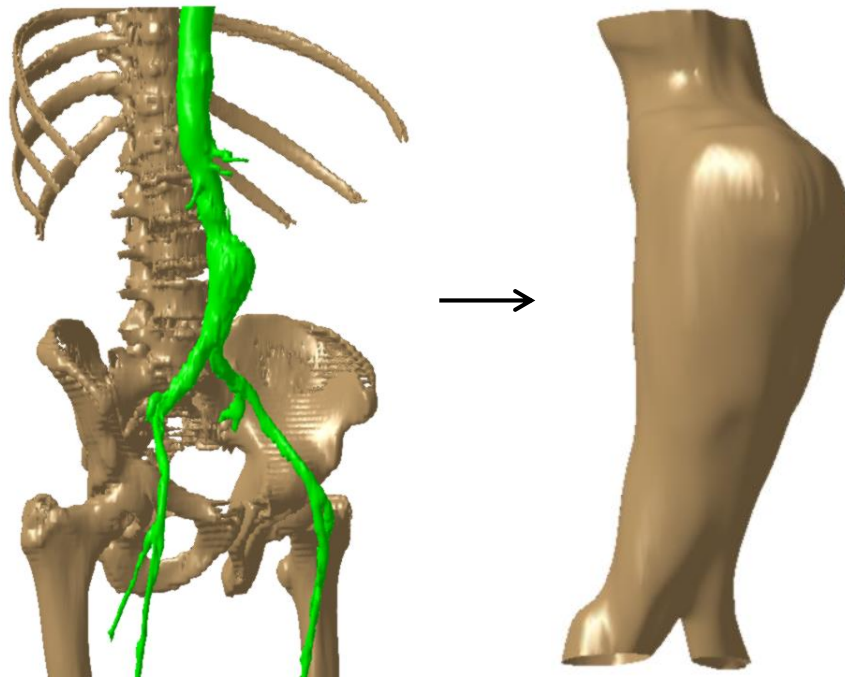


Figura II. 5: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.3: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
445601	2010	32,23	0,0739	1,71	0,15	0,39

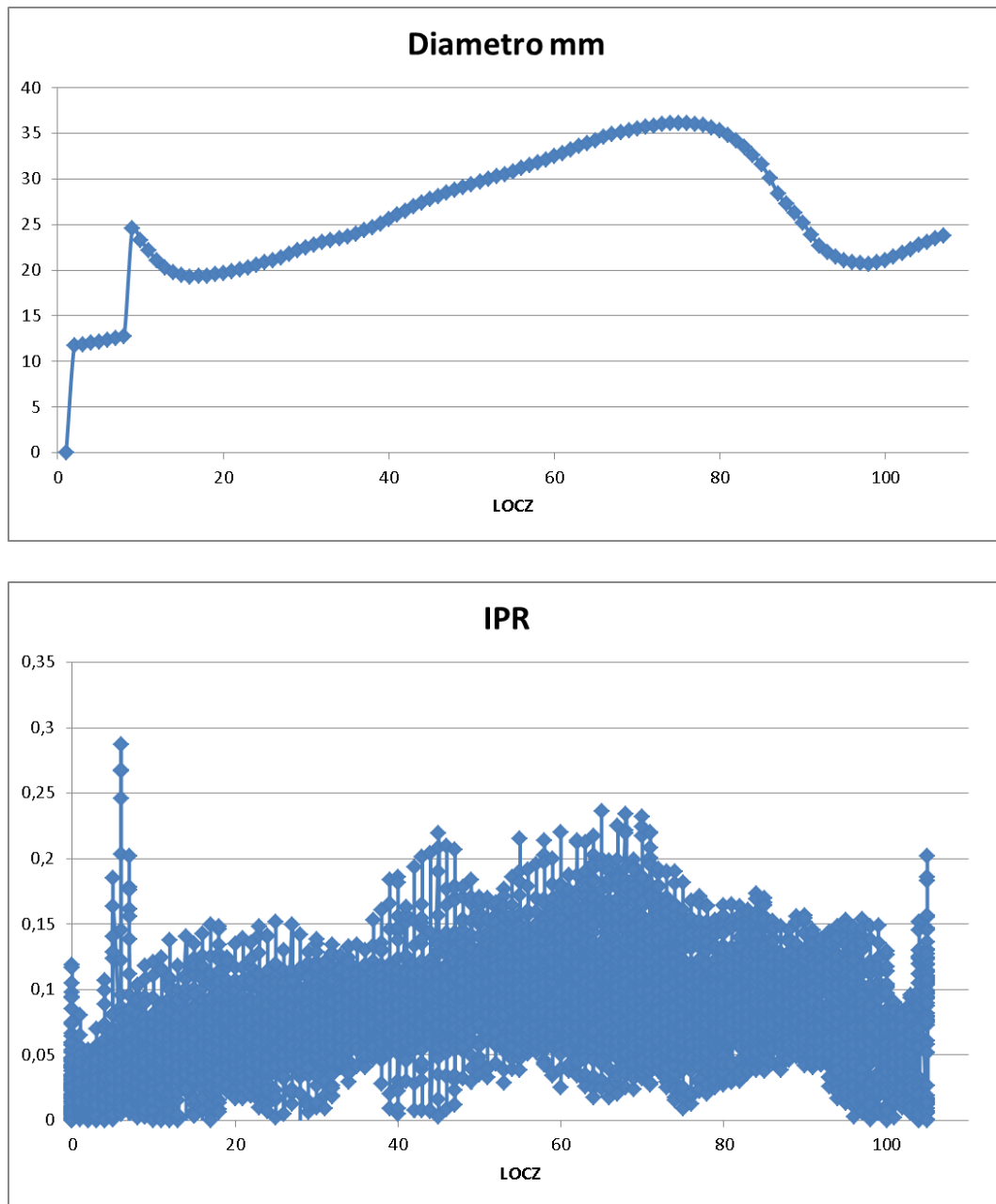


Figura II. 6: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 4

Varón de 67 años con un aneurisma de aorta abdominal que comienza a 36 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 22,7 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 77,3 mm.

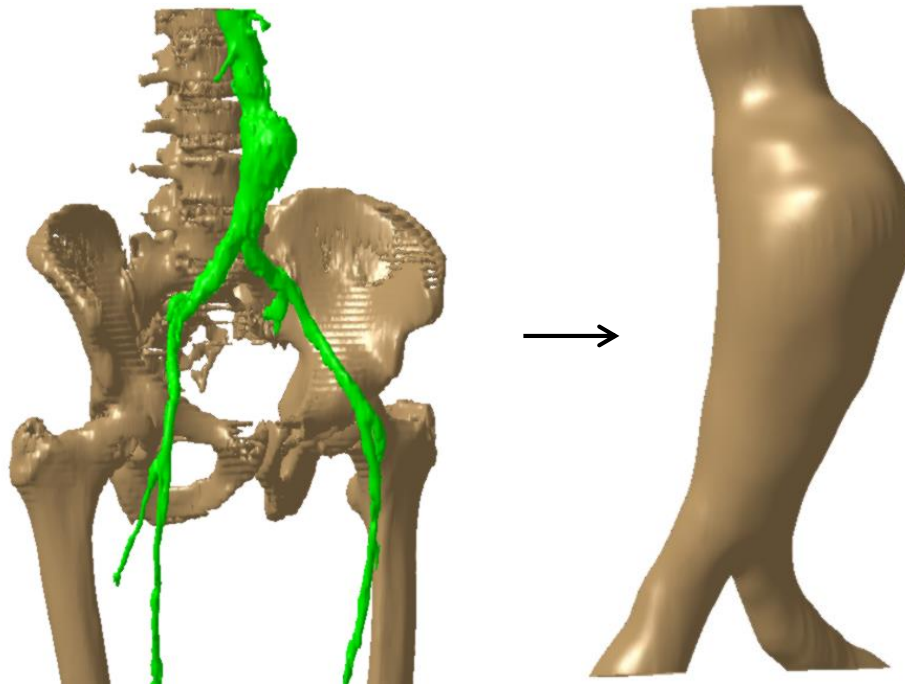


Figura II. 7: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.4: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
445601	2011	34,53	0,0627	1,68	0,15	0,42

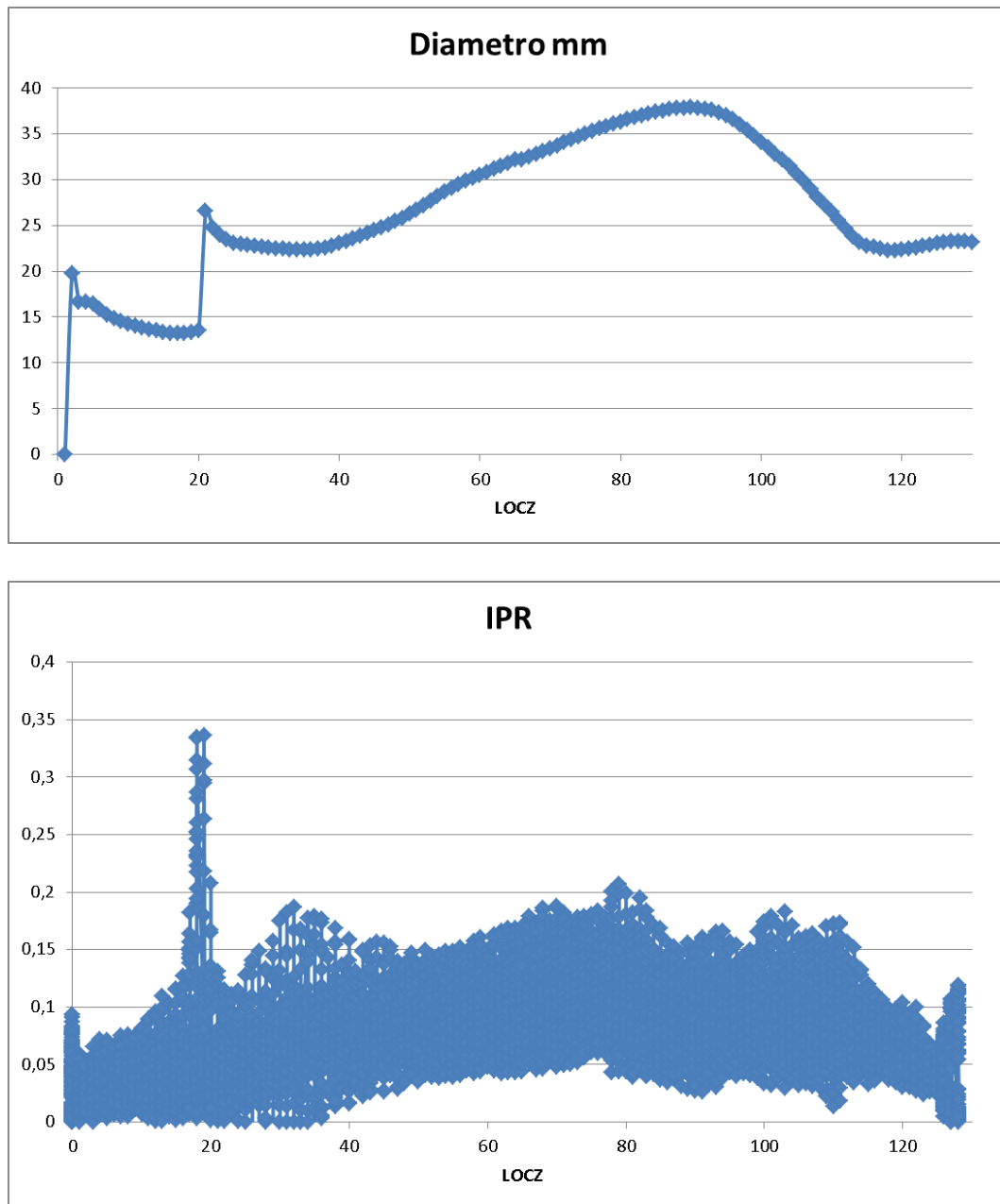


Figura II. 8: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 5

Varón de 68 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal que comienza a 30 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 23 mm y una longitud, hasta la bifurcación ilíaca, de 85 mm.

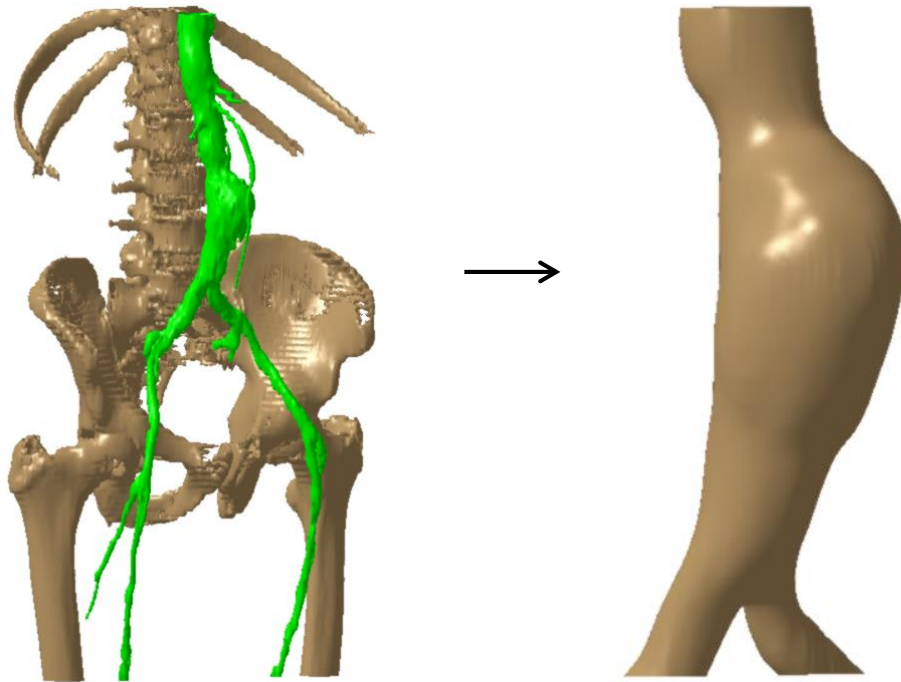


Figura II. 9: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.5: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
445601	2012	34,15	0,0539	1,59	0,18	0,39

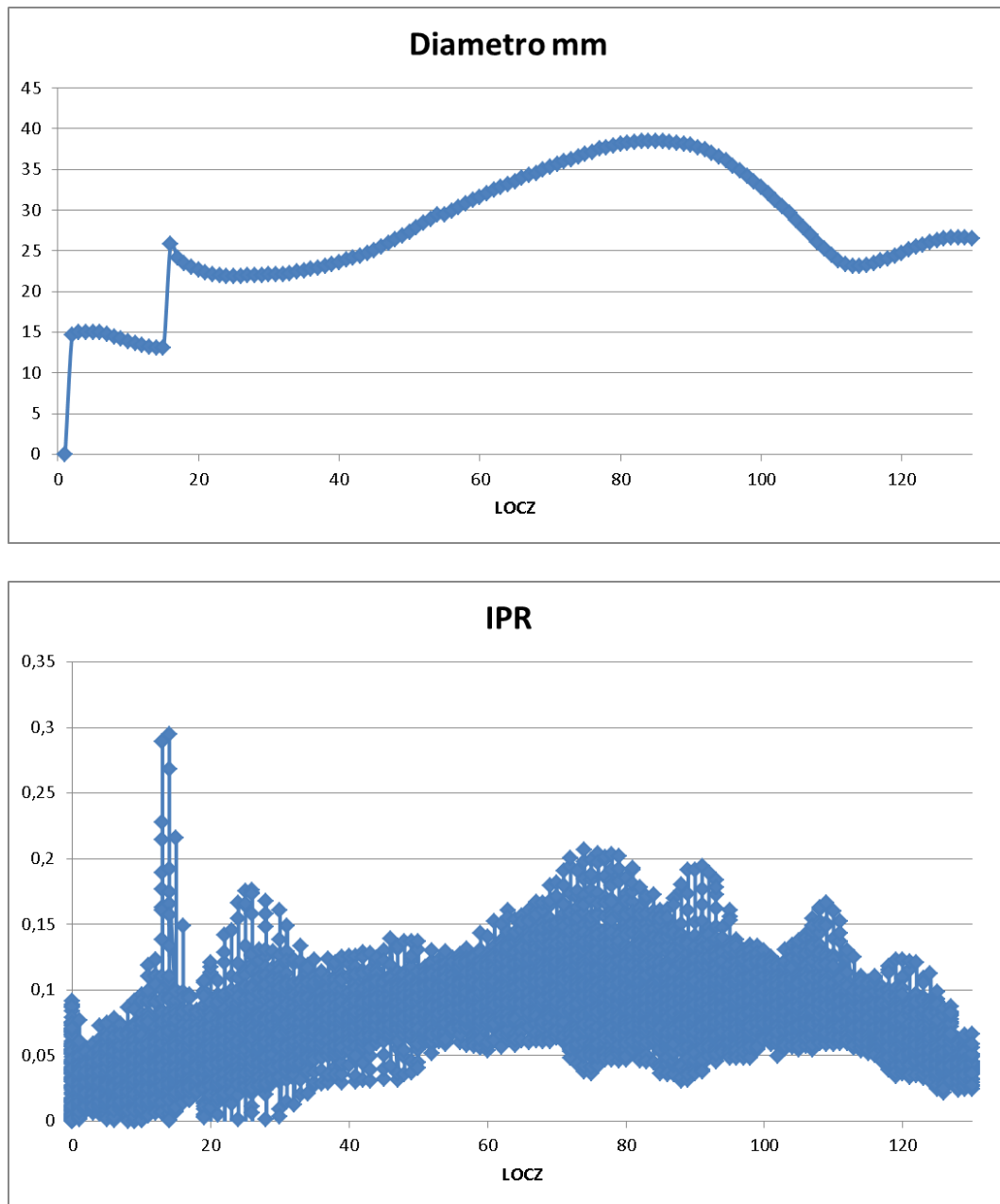


Figura II. 10: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 6

Varón de 68 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal bilobulado. Este aneurisma comienza a 22 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 22,7 mm y hay una distancia hasta la bifurcación aórtica de 84 mm.

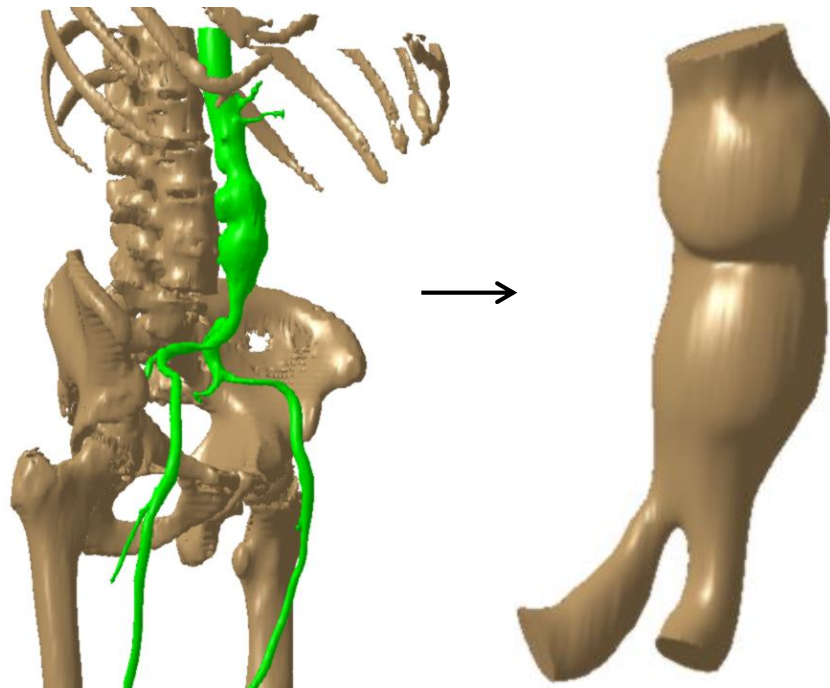


Figura II. 11: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.6: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
547513	2013	35,97	0,0351	1,25	0,61	0,51

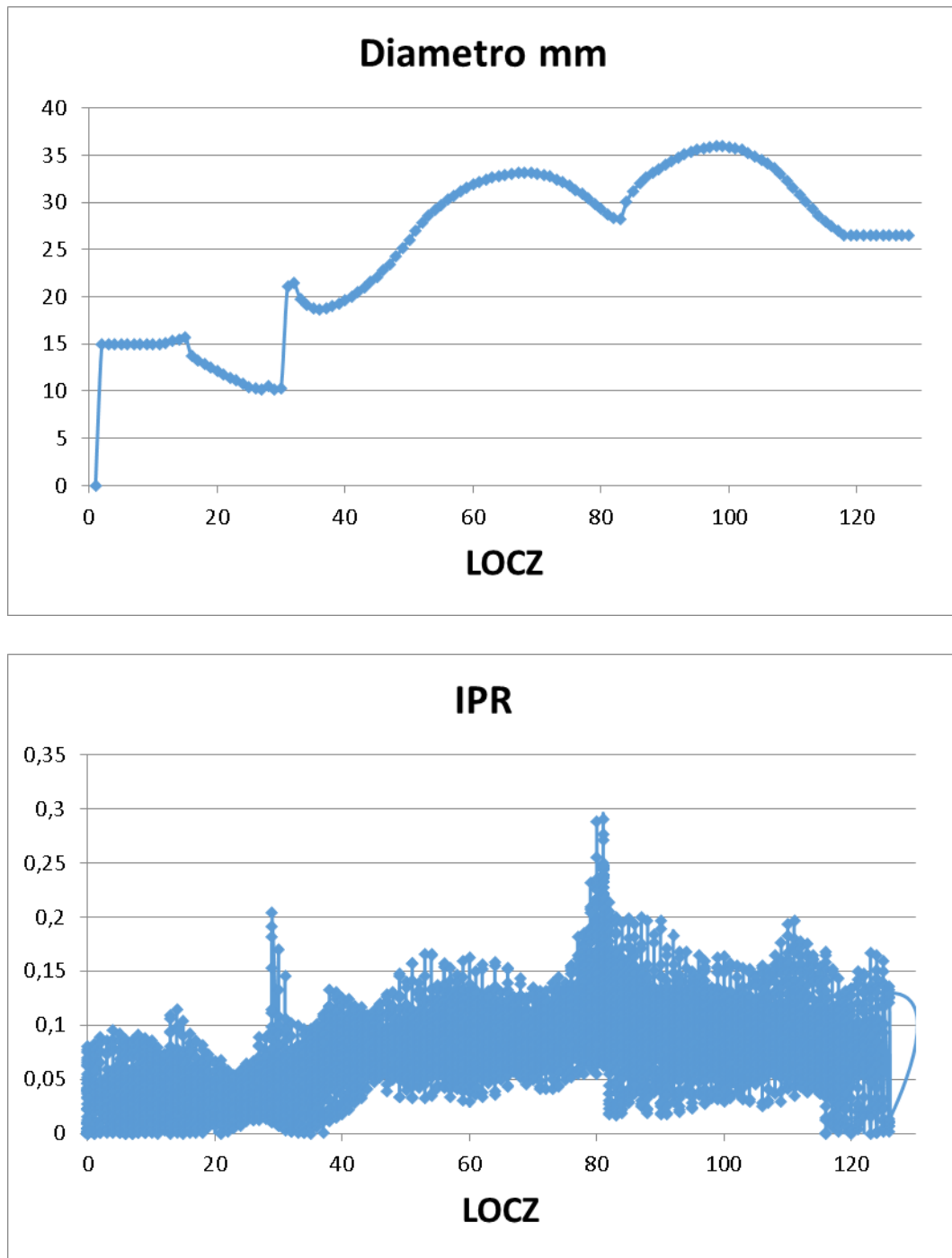


Figura II. 12: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 7

Varón de 61 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal. Este aneurisma comienza a 17 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 21 mm y hay una distancia hasta la bifurcación aórtica de 64,5 mm.

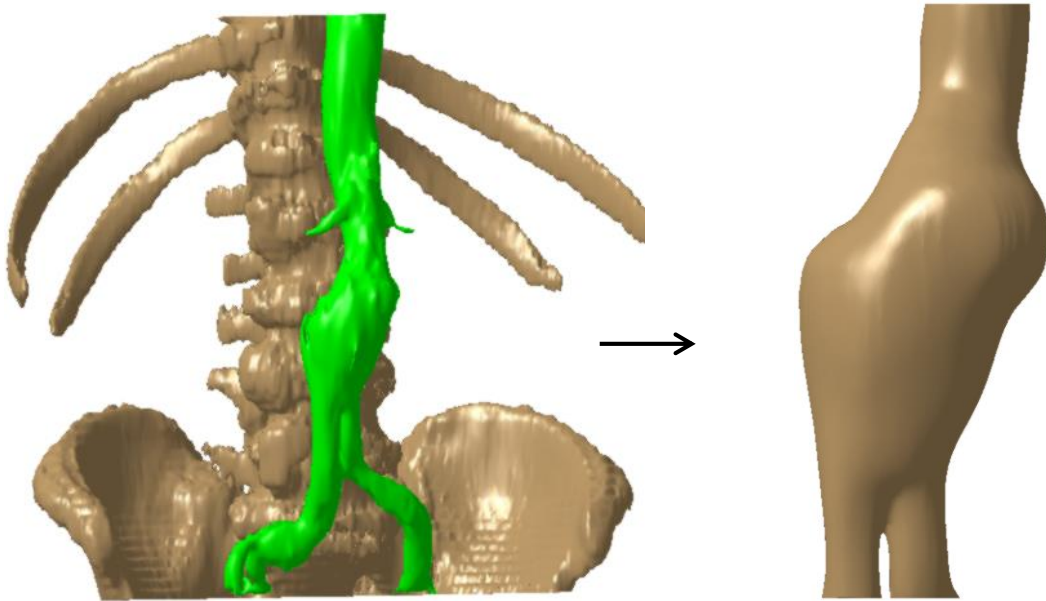


Figura II. 13: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.7: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
453440	2010	41,31	0,0449	2,11	0,64	0,51

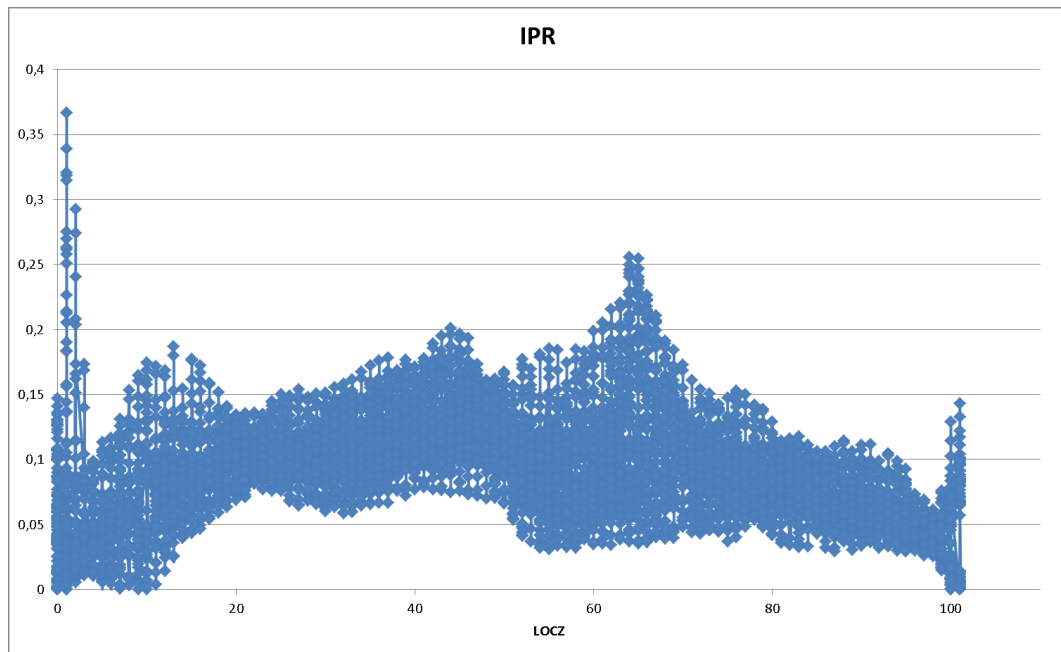
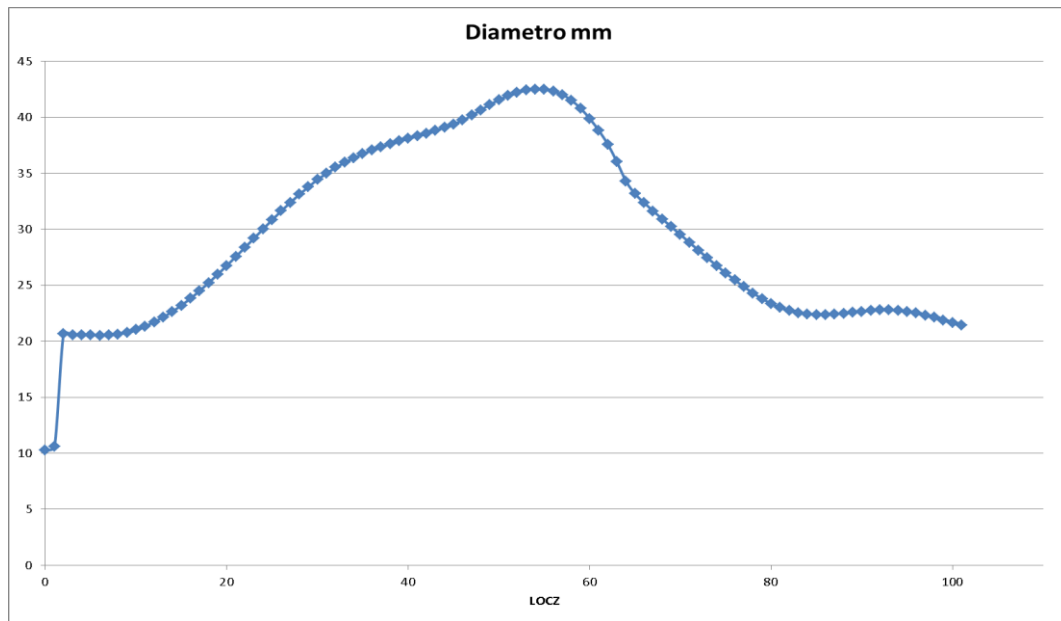


Figura II. 14: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 8

Varón de 62 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal. Este aneurisma comienza a 16 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 22 mm y hay una distancia hasta la bifurcación aórtica de 70 mm.

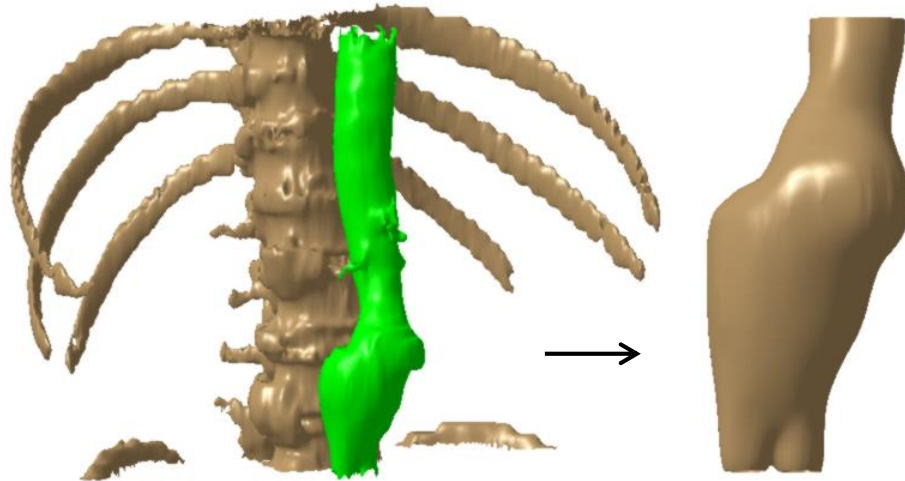


Figura II. 15: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.8: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
453440	2011	39,40	0,0493	1,93	0,66	0,51

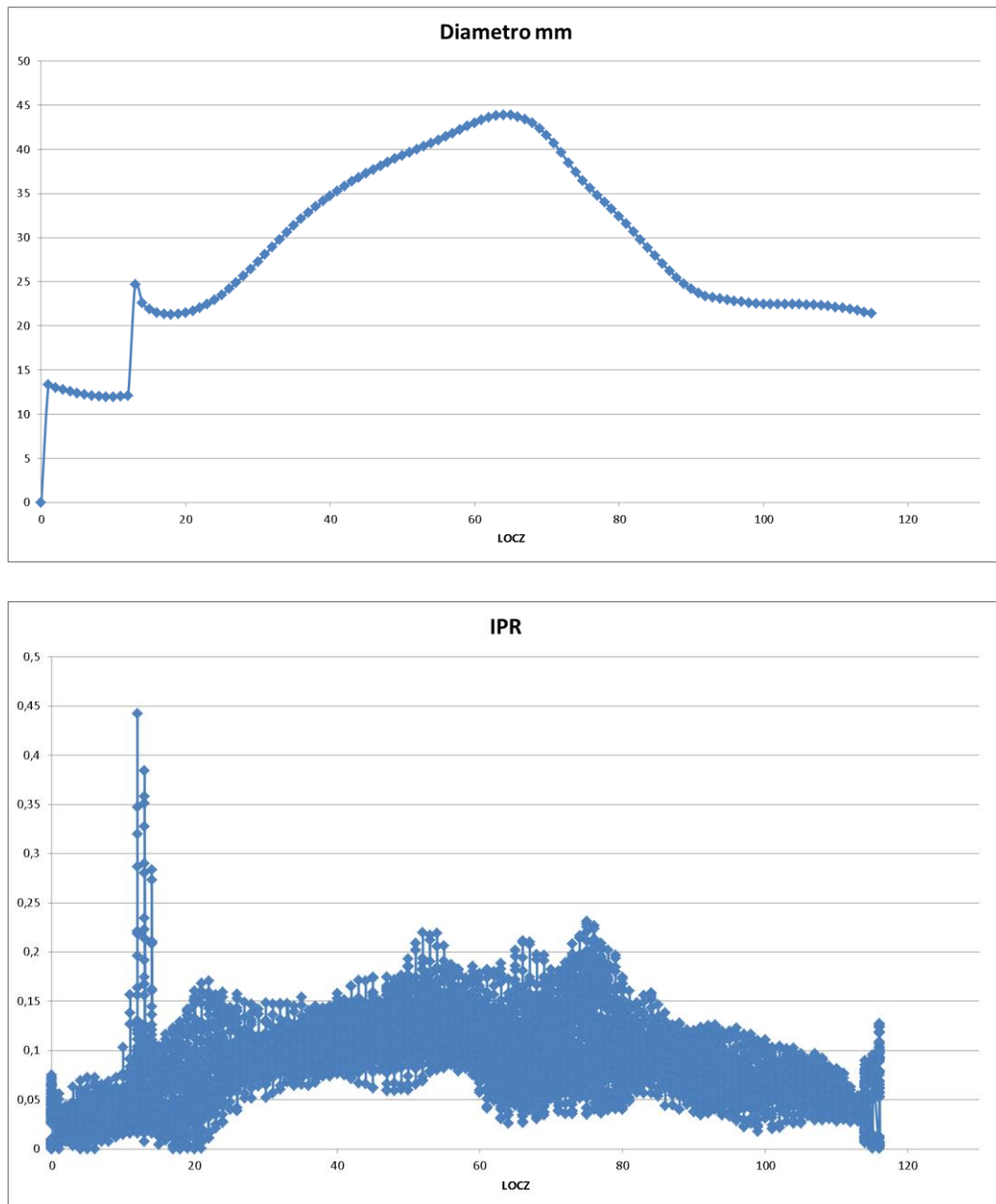


Figura II. 16: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 9

Varón de 63 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal. Este aneurisma comienza a 16 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 22 mm y hay una distancia hasta la bifurcación aórtica de 70 mm.

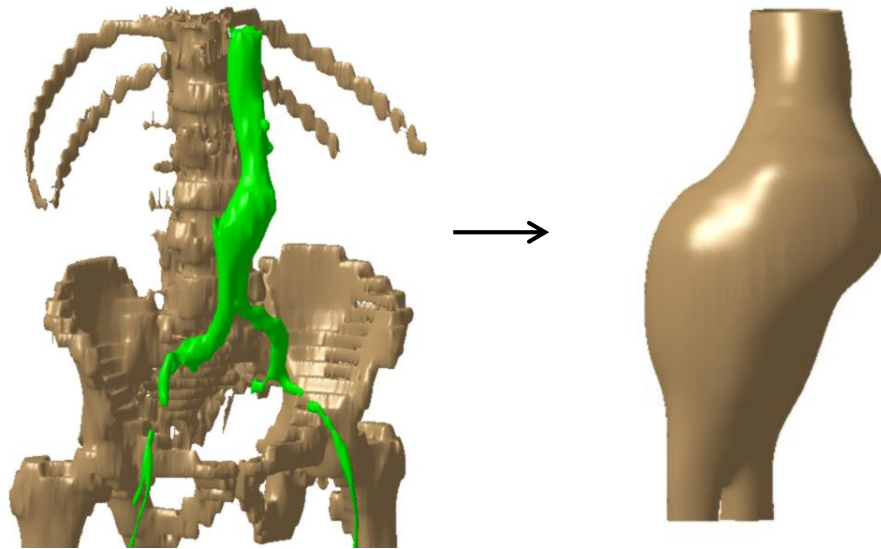


Figura II. 17: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.9: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
453440	2012	41,65	0,0643	1,91	0,58	0,58

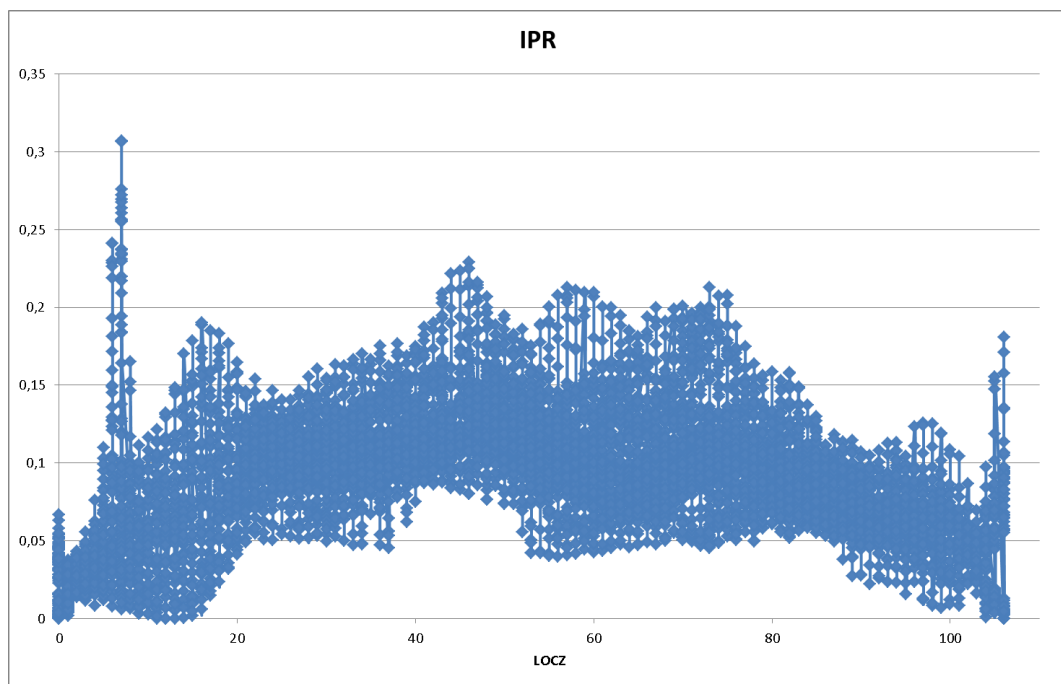
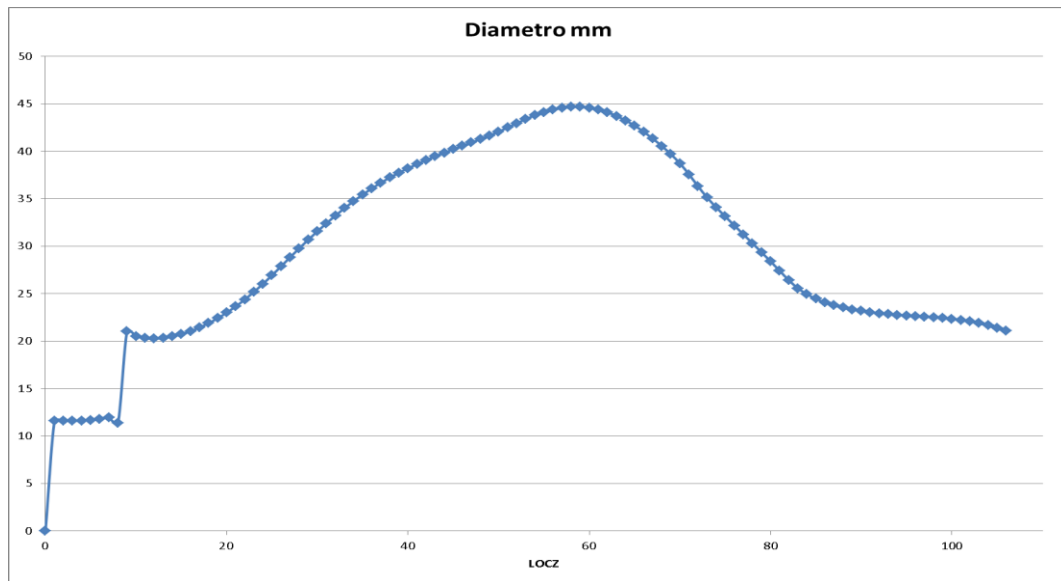


Figura II. 18: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 10

Varón de 63 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal que comienza a 40 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 20 mm y una longitud, hasta la bifurcación ilíaca, de 61 mm.

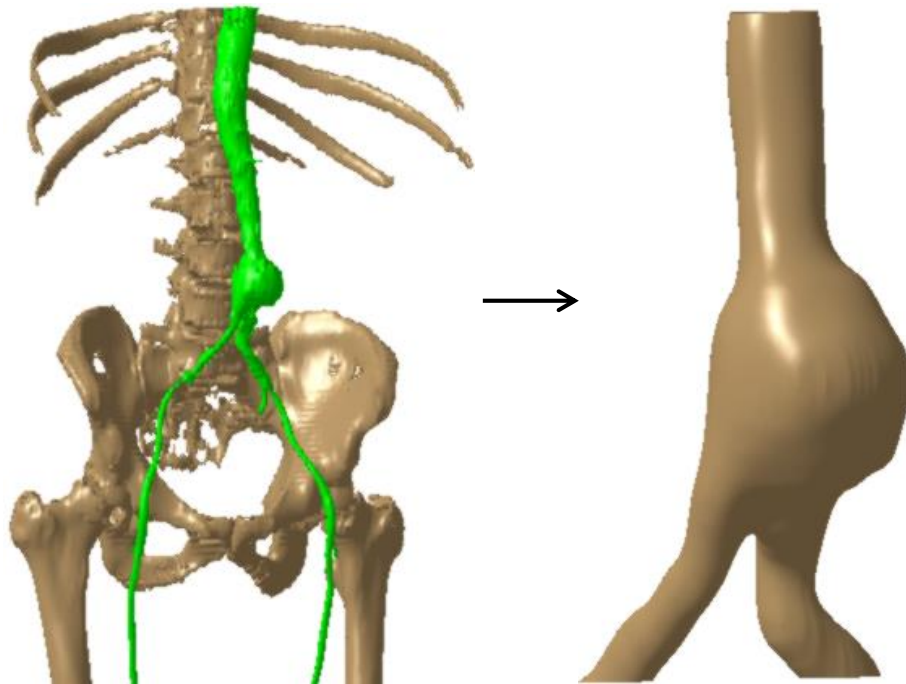


Figura II. 19: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.10: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
69777	Enero 2012	42,48	0,0126	2,25	0,49	0,77

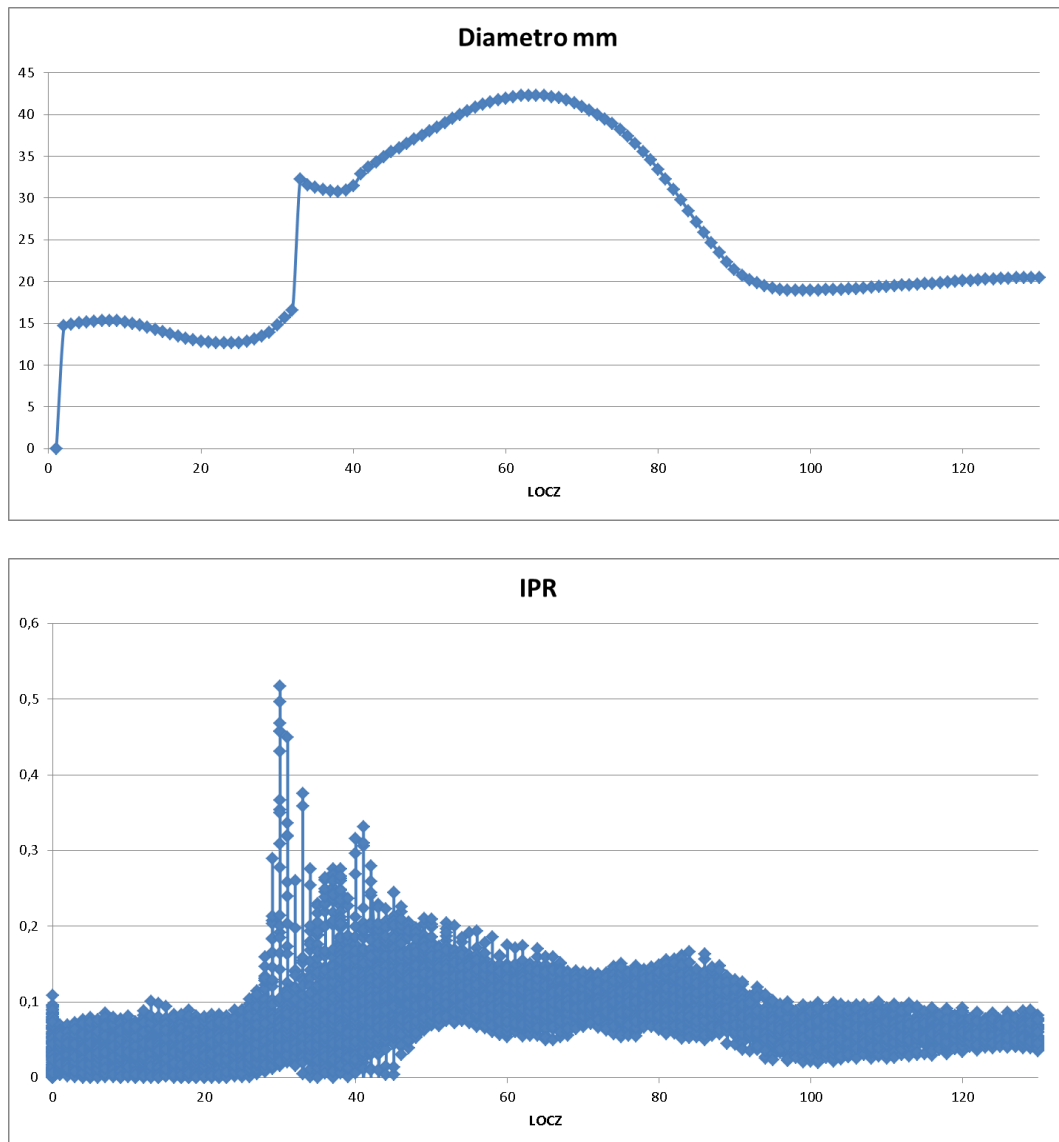


Figura II. 20: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 11

Varón de 64 años con un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal que comienza a 40 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 21 mm y una longitud, hasta la bifurcación ilíaca, de 61 mm.

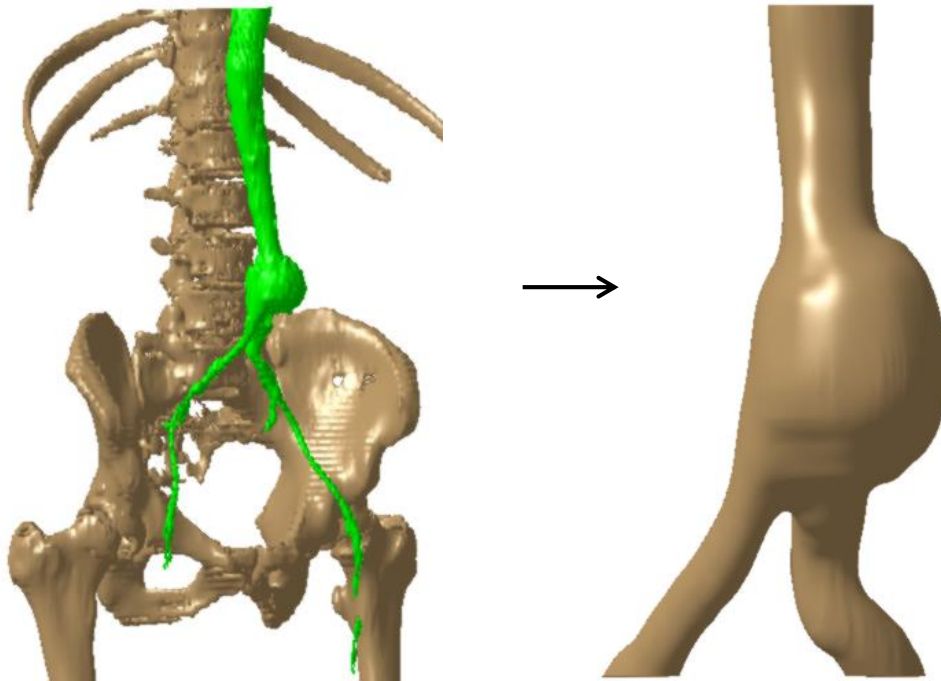


Figura II. 21: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.11: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
69777	Nov 2012	44,21	0,0127	2,24	0,50	0,74

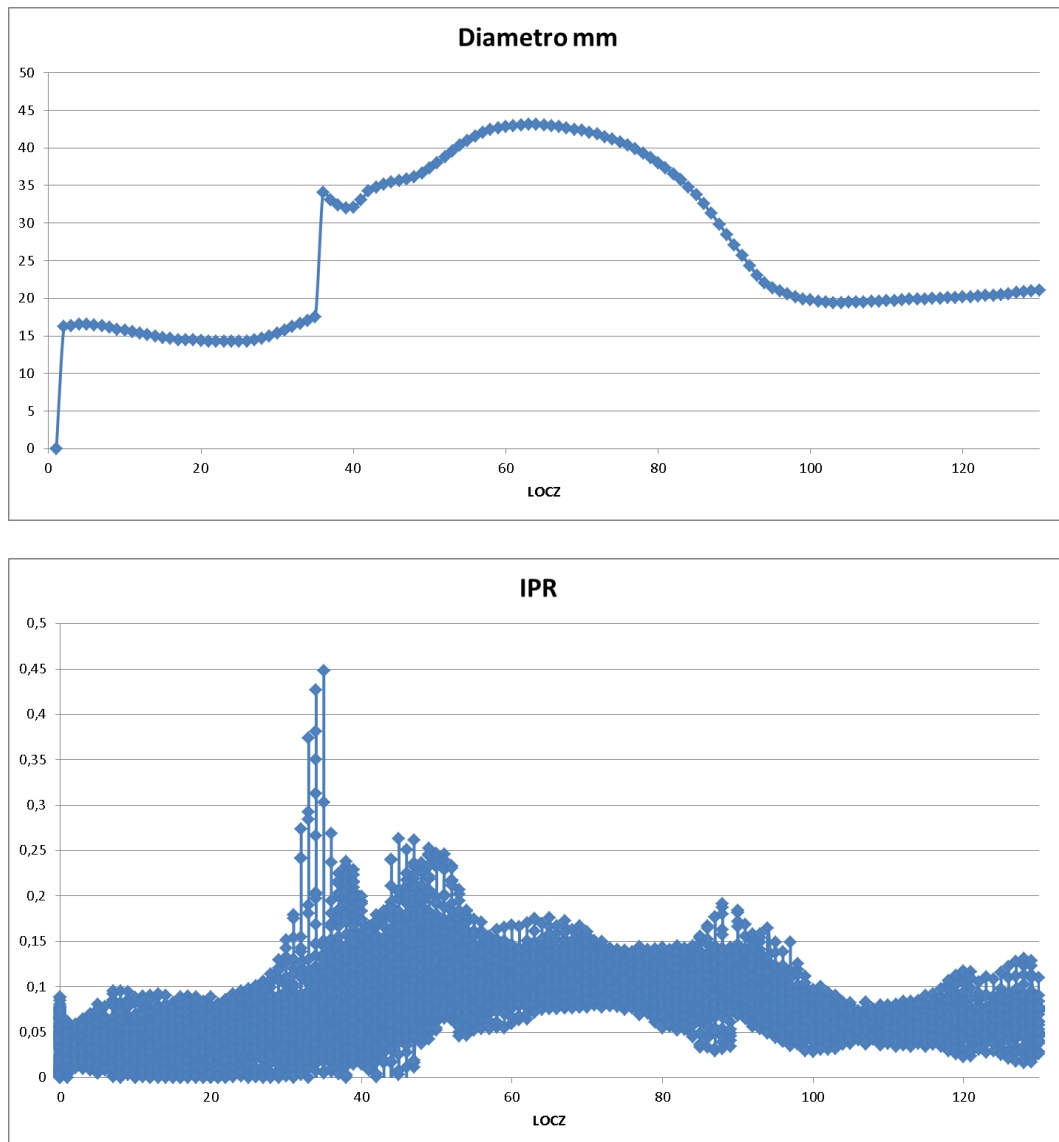


Figura II. 22: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

Caso 12

Varón de 86 años con un aneurisma de aorta infrarrenal que comienza a 36 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 22 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 87 mm.

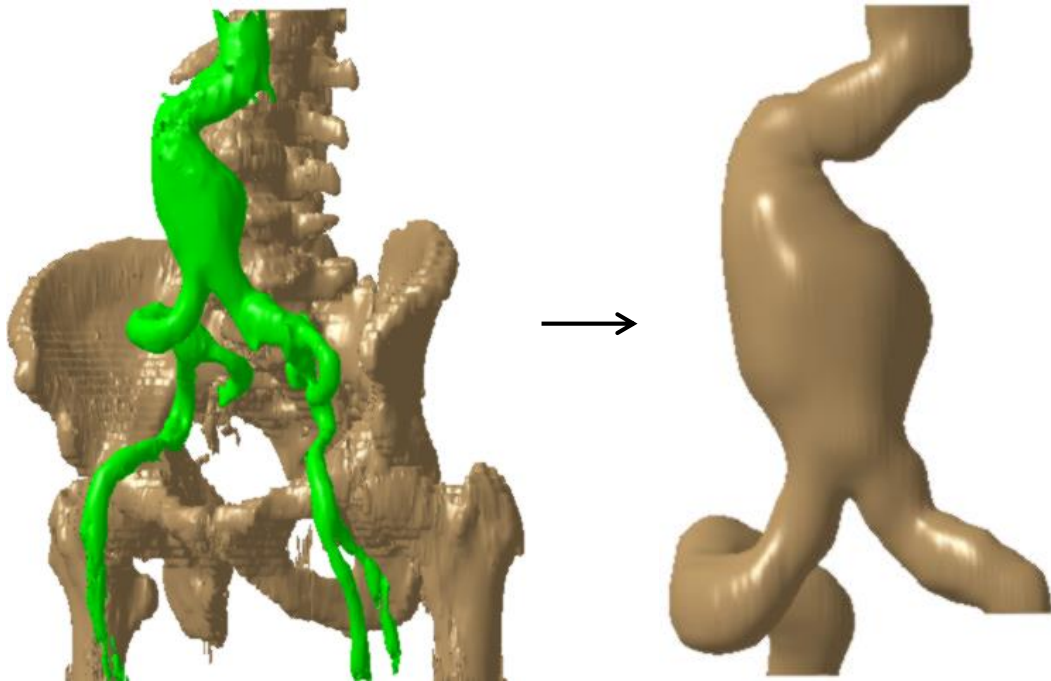


Figura II. 23: Aneurisma de aorta abdominal del paciente

Tabla II.12: Medidas tomadas del aneurisma del paciente

Nº Expediente	Año	Dmax (mm)	Tortuosidad	Tasa de deformación (χ)	Asimetría (β)	Índice de dilatación (γ)
374720	2011	50,92	0,0807	2,17	0,95	0,61

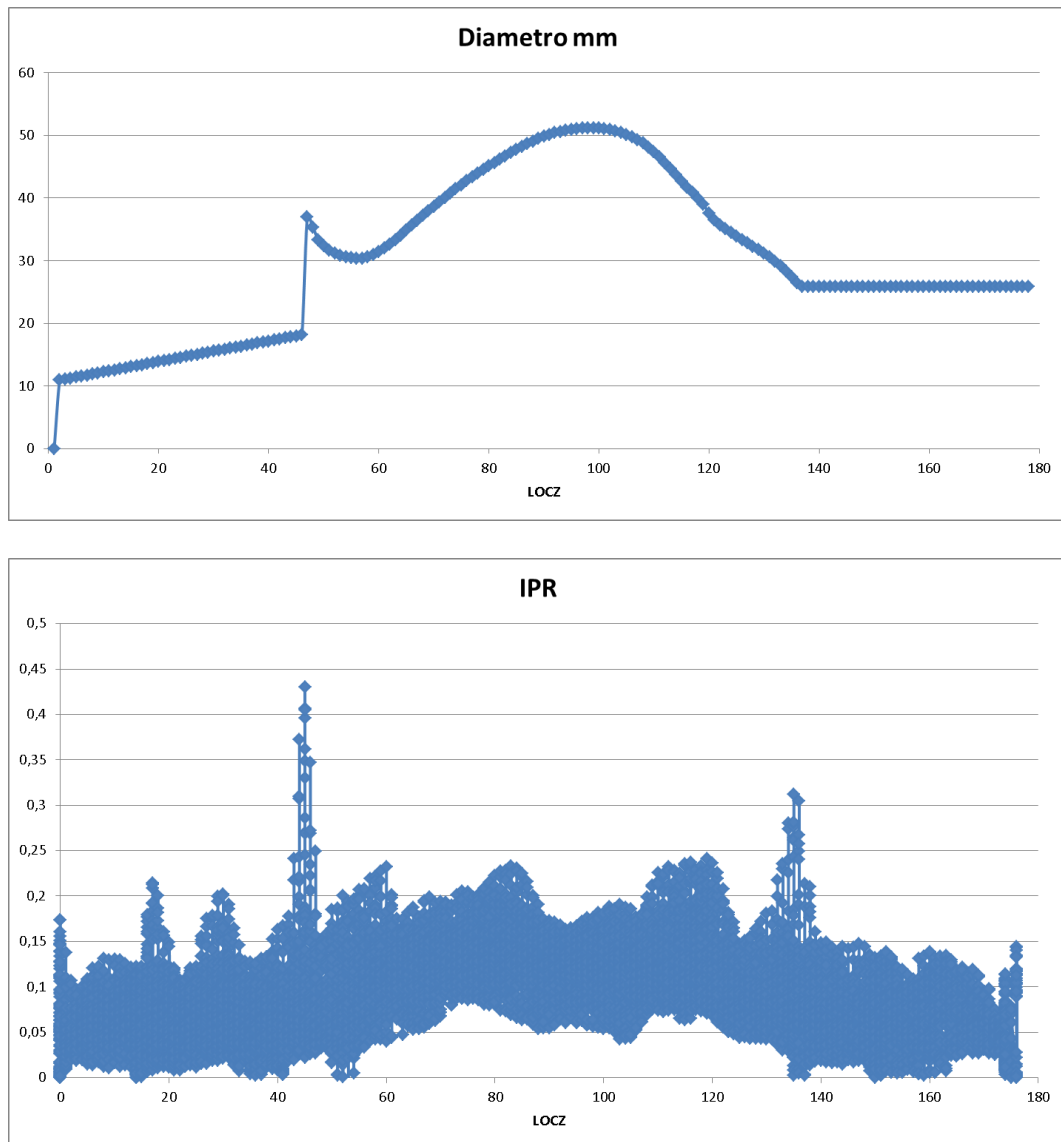
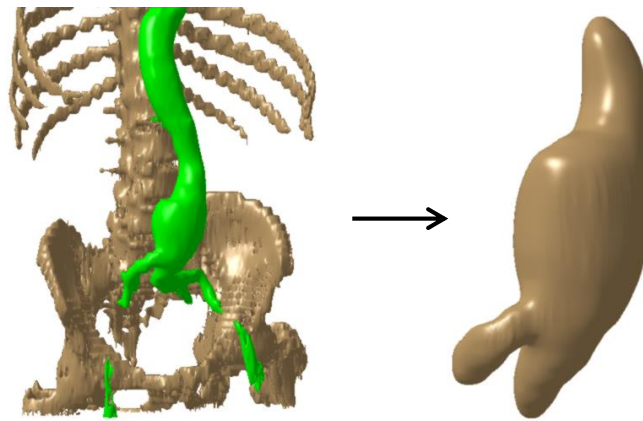


Figura II. 24: Distribución de la medida del diámetro y del potencial de ruptura

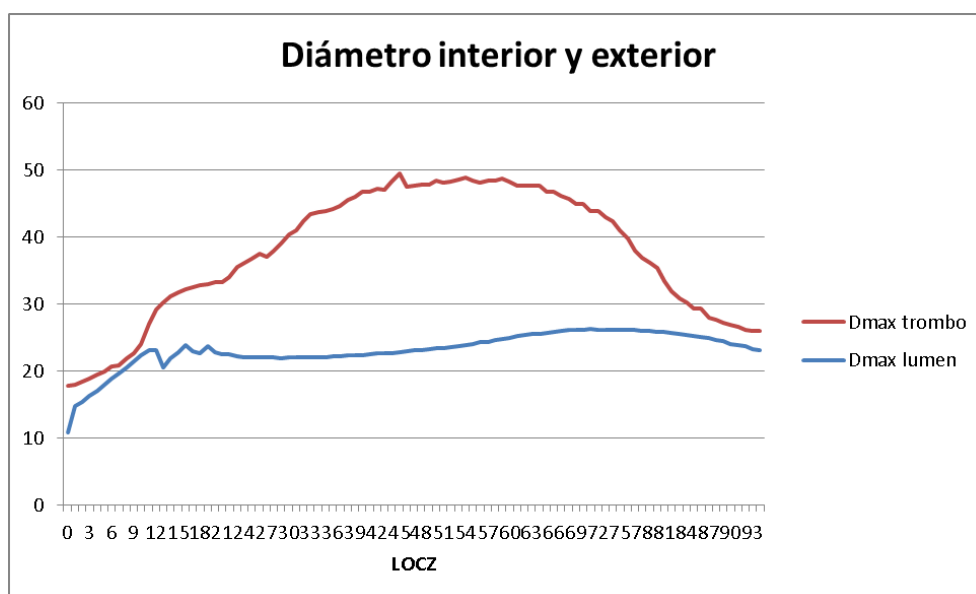
Casos con trombo

Caso 1

Varón de 84 años con un aneurisma de aorta infrarrenal, de 8 cm de longitud y con trombo mural.

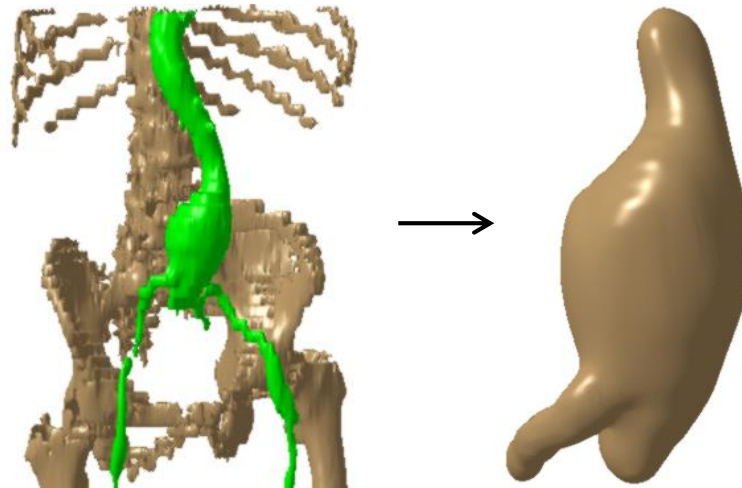


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
89213	2010	49,50	26,23	13,37

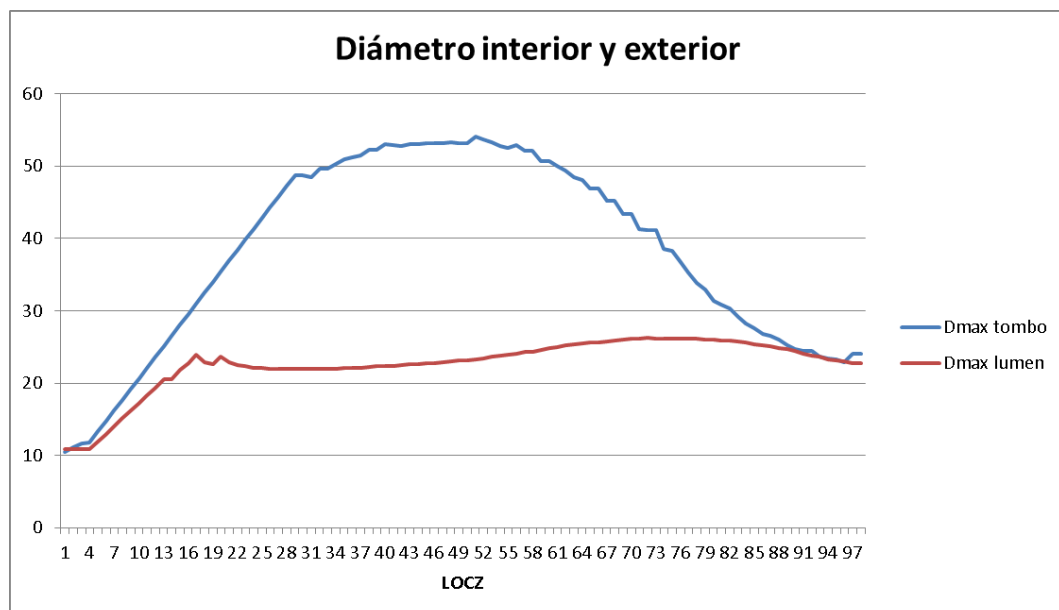


Caso 2

Varón de 85 años con un aneurisma de aorta infrarrenal, de 8 cm de longitud y con trombo mural.

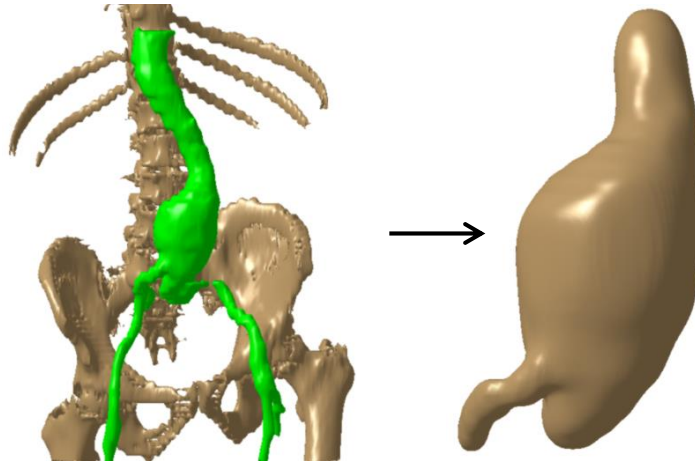


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
89213	2011	54,04	26,23	15,35

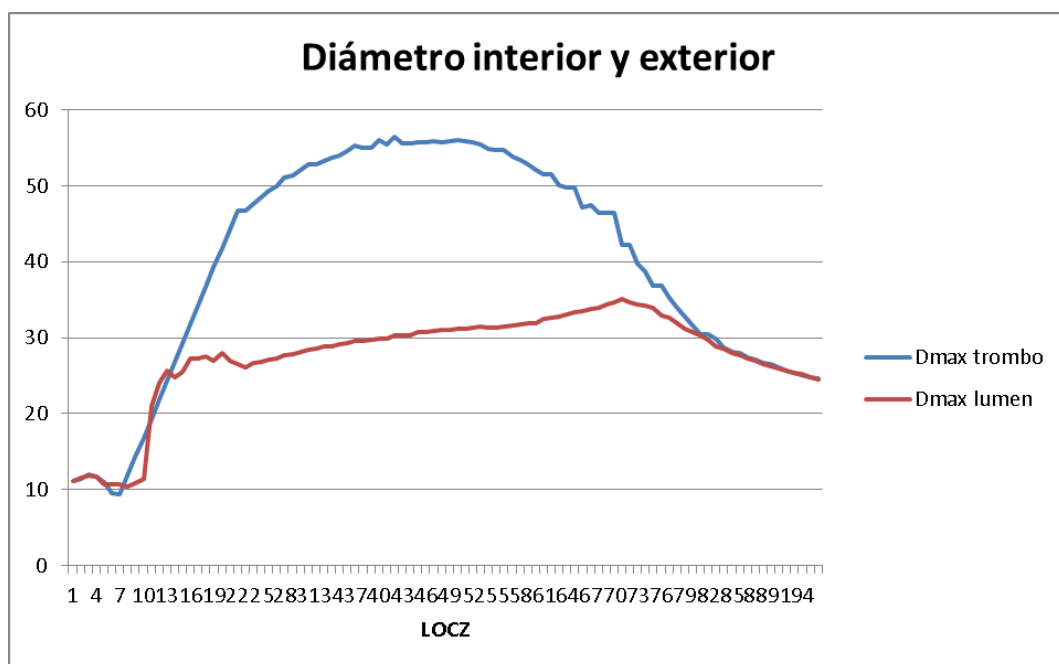


Caso 3

Varón de 87 años con un aneurisma de aorta infrarrenal, de 8 cm de longitud y con trombo mural.

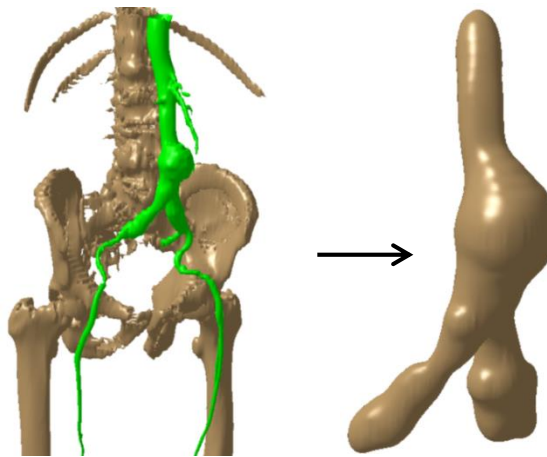


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
89213	2013	56,52	35,09	13,13

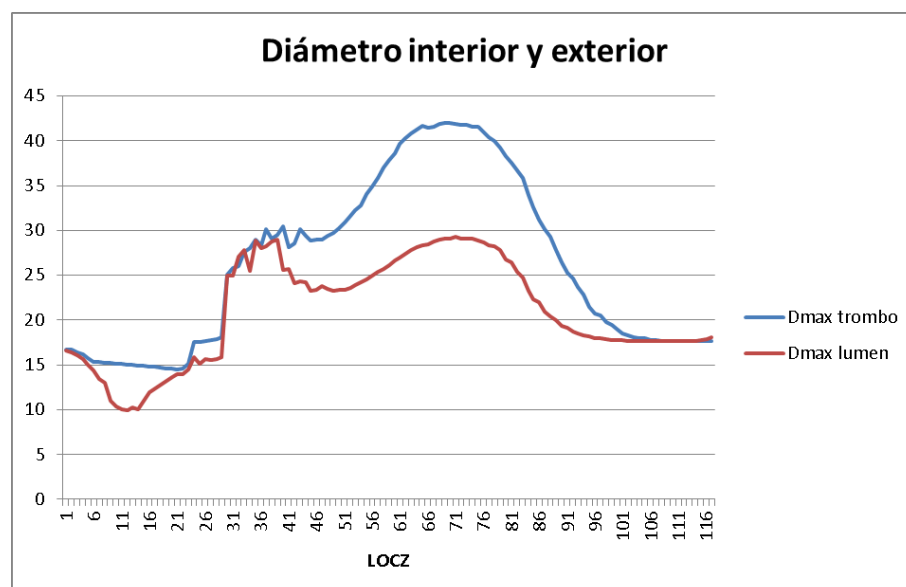


Caso 4

Varón de 74 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 47,2 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 20,3 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 54,1 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior.

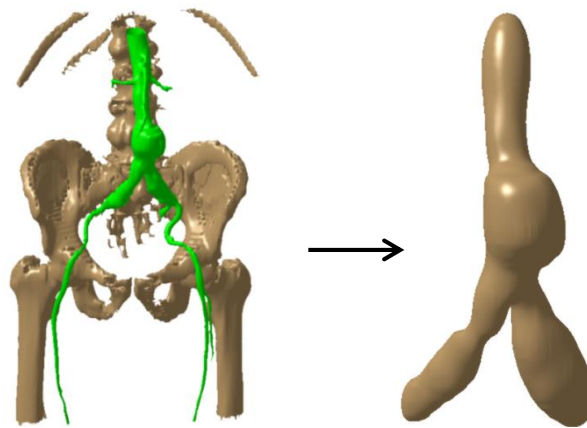


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
498870	2011	30,27	41,98	6,99

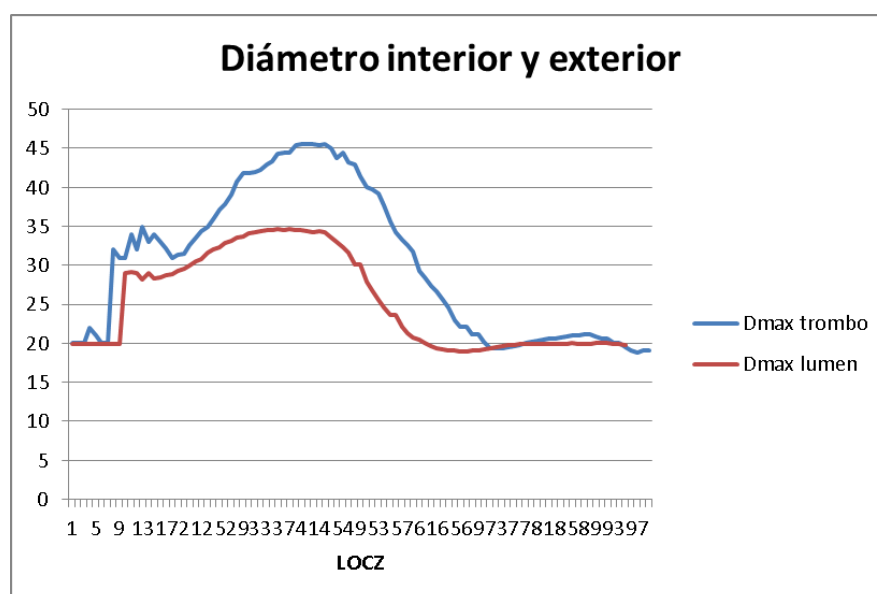


Caso 5

Varón de 75 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 47 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 20 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 85 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior

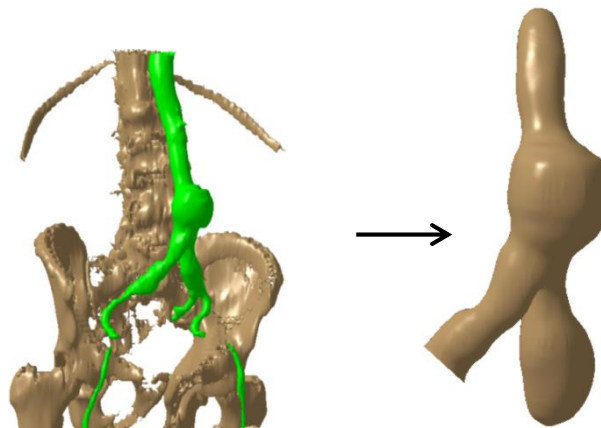


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
498870	2012	42,89	33,62	5,52

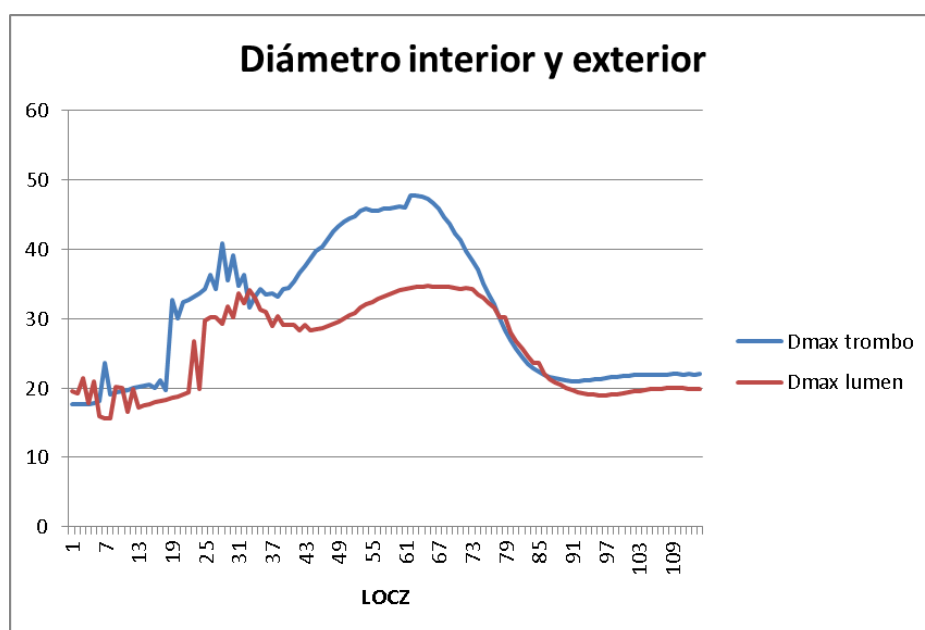


Caso 6

Varón de 76 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 47 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 20 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 85 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior.

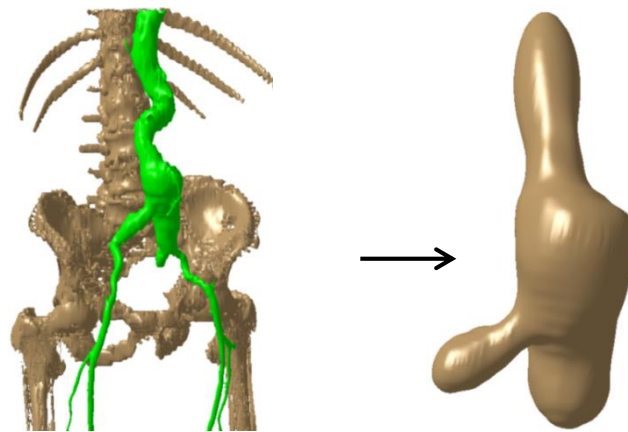


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
498870	2013	47,78	34,66	7,06

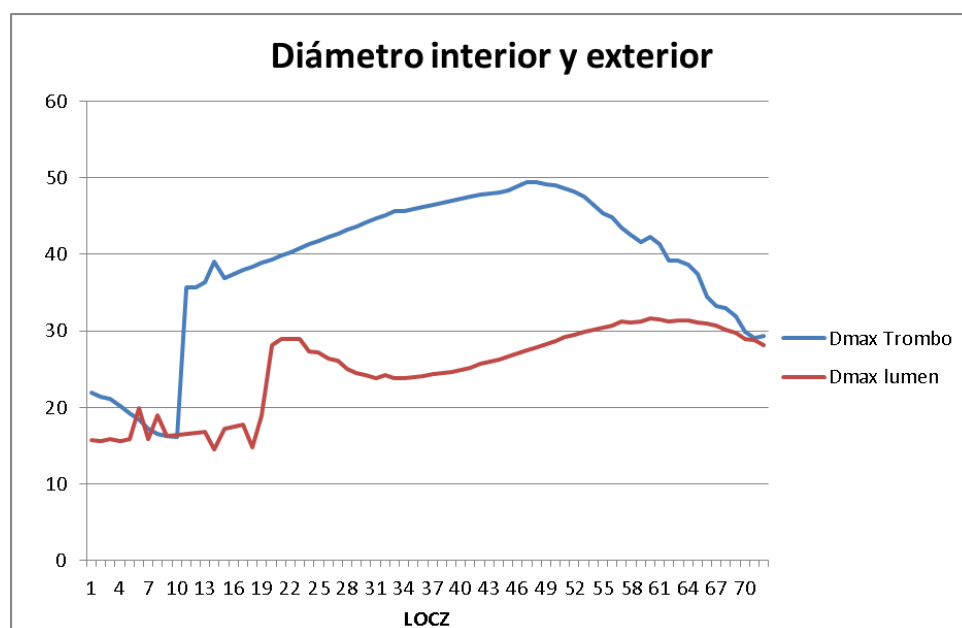


Caso 7

Varón de 83 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 57 mm de la arteria renal derecha, tiene un cuello de 25 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 56 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior.

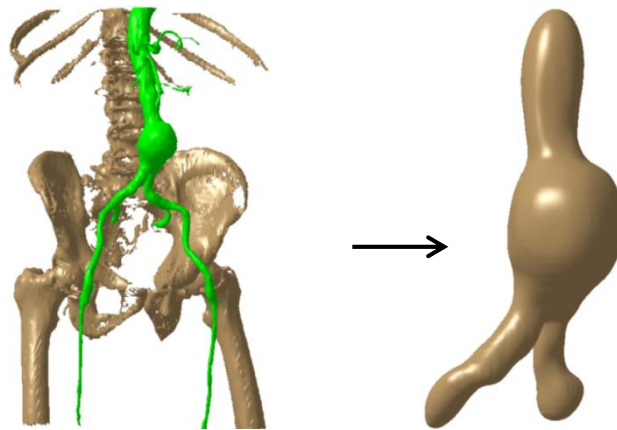


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
484989	2011	49,42	31,58	11,06

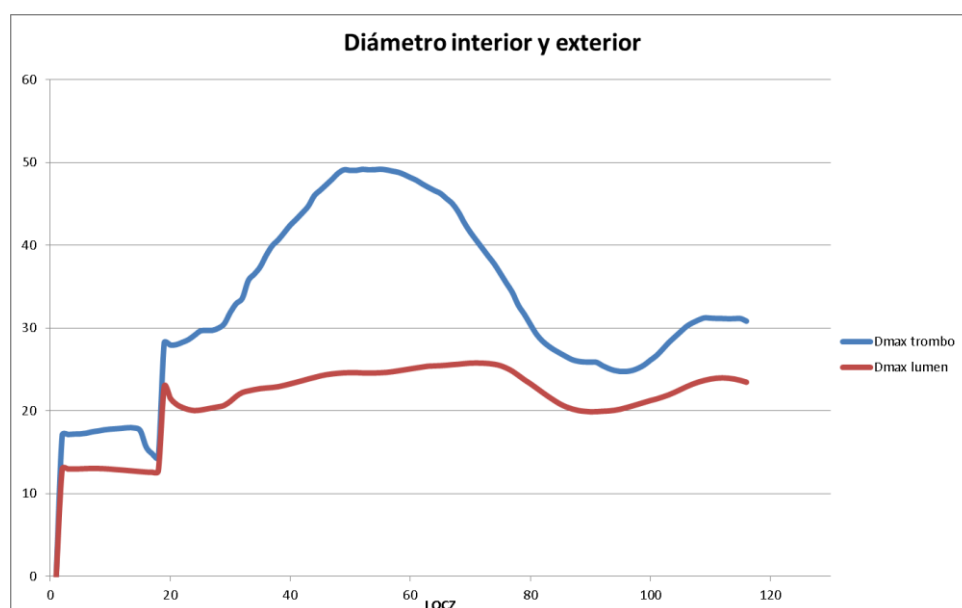


Caso 8

Varón de 81 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 40 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 24,8 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 69 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior.

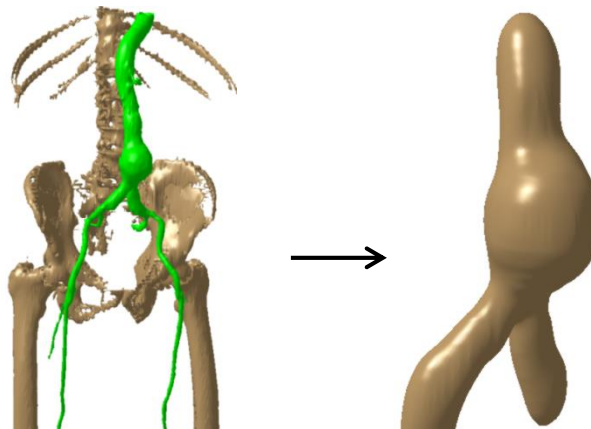


Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
114745	2012	45,43	25,69	10,87

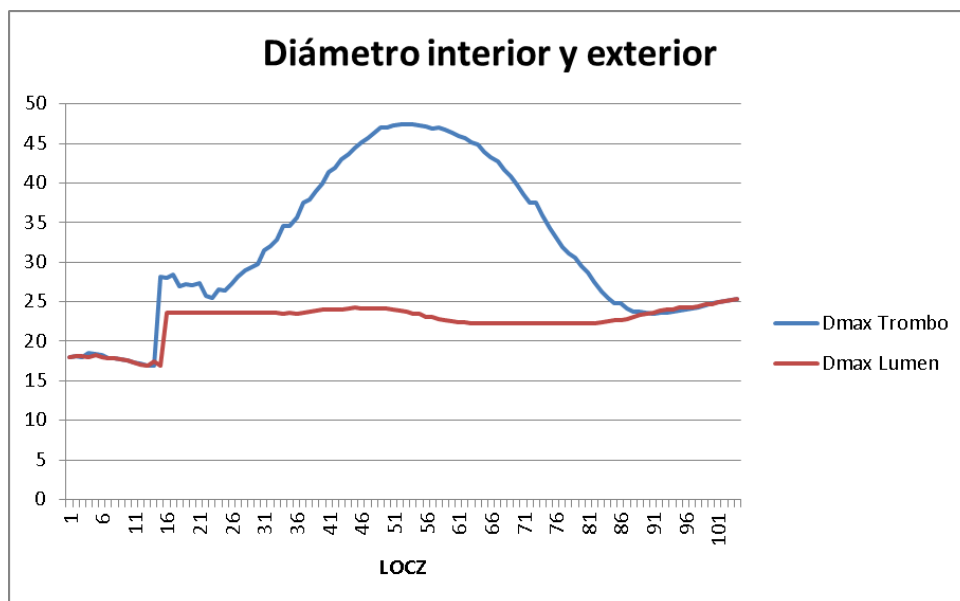


Caso 9

Varón de 82 años en el que se aprecia un aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, que comienza a 40 mm de la arteria renal izquierda, tiene un cuello de 24,8 mm y una longitud, hasta la bifurcación aórtica, de 69 mm. Presenta trombo mural excéntrico de localización fundamentalmente anterior.



Nº Expediente	Año	Dmax exterior (mm)	Dmax lumen (mm)	Espesor máximo del trombo (mm)
114745	2013	47,35	25,41	12,07





BIBLIOGRAFÍA





BIBLIOGRAFÍA

- [1] Cosford, P. A. y G. C. Leng: Screening for abdominal aortic aneurysm. *Cochrane Database of Systematic Reviews*
- [2] G. Giannoglou, G. Giannakoulas, J. Soulis, Y. Chatzizisis, T. Perdikides, N. Melas, G. Parcharidis y G. Louridas: Predicting the Risk of Rupture of Abdominal Aortic Aneurysms by Utilizing Various Geometrical Parameters: Revisiting the Diameter Criterion. *Angiology* (2006) Vol. 57, No 4, Pág:487-494.
- [3] A. Maier, M. W. Gee, C. Reeps, J. Pongratz, H. H. Eckstein y W. A. Wall. A Comparison of Diameter, Wall Stress and Rupture Potential Index for Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Prediction. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 10, Octubre 2010.
- [4] Proyecto final de Carrera: Factores biomecánicos estructurales como predictores de la ruptura del aneurisma de aorta abdominal
- [5] David H. J. Wang, Michel Makaroun, Marshall W. Webster, David A. Vorp: Mechanical Properties and Microstructure of Intraluminal Thrombus From Abdominal Aortic Aneurysm *Departments of Surgery, Mechanical Engineering, and Bioengineering, University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA 15213*
- [6] Yannis Papaharilaou, John A. Ekaterinaris, Eirini Manousaki, Asterios N. Katsamouris: Stress analysis in abdominal aortic aneurysms applying flow induced wall pressure.
- [7] B. J. Doyle, A. Callanan, P.E. Burke, P.A. Grace, M.T. Walsh, D.A. Vorp, and T. M. McGloughlin: Vessel asymmetry as an additional diagnostic tool in the assessment of abdominal aortic aneurysms.
- [8] Christine M. Scotti, Alexander D Shkolnik, Satish C. Muluk, and Ender A. Finol: Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness.

- [9] David A. Vorp, M.L. Raghavan, Marshall W. Webster: Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry.
- [10] Guillermo Vilalta, Félix Nieto-Palomo, Laurentiu Mihai-Lipsa, José A. Vilalta, Carlos Vaquero-Puerta and María Ángeles Pérez-Rueda: Predicción del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Método basado en los biodeterminantes geométricos.
- [11] Clement Kleinstreuer and Zhonghua Li: Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms.
- [12] Eduardo Soudah, E. Y. K. Ng, T. H. Loong, Maurizio Bordone, Uei Pua, and Sriram Narayanan: CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with ct.
- [13] Valerie Deplano, Yannick Knapp, Eric Bertrand, Emmanuel Gaillard: Flow behaviour in an asymmetric compliant experimental model for abdominal aortic aneurysm
- [14] Guillermo Vilalta, Eduardo Soudah , José A. Vilalta, Félix Nieto, Maurizio Bordone, María Á. Pérez, Carlos Vaquero: Hemodynamic features associated with abdominal aortic aneurysm (AAA) geometry
- [15] Clark Meyer, Valérie Deplano, Carine Guivier-Curien, Eric Bertrand: New insights into the understanding of flow dynamics in an in vitro model for abdominal aortic aneurysms
- [16] Guillermo Vilalta, Eduardo Soudah, José A. Vilalta, Laurentiu Lipsa, Maurizio Bodorne, Carlos Vaquero: Predicción de las tensiones hemodinámicas en aneurismas de aorta abdominal en función de su morfología.
- [17] A.V. Salsac, S. R. Sparks, J.M. Chomaz, J. C. Lasheras: Evolution of the wall shear stresses during the progressive enlargement of symmetric abdominal aortic aneurysms.

- [18] S.L. Yeow, H.L. Leo, T.Y.R. Hong, W.C.M. Loh, S.Y.B Chua: Hemodynamic studies of flow modulating stent designs for aortic aneurysms.
- [19] G. Vilalta, F. Nieto, M. Rodríguez, L. Laurentiu, J. O. Connor, O. Dounié: Influencia de la geometría de aneurismas de aorta abdominal en la dinámica del flujo sanguíneo y en su riesgo de ruptura.
- [20] Perktold K1, Resch M, Florian H.: Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three-dimensional human carotid bifurcation model.
- [21] Moore JE Jr, Ku DN: Pulsatile velocity measurements in a model of the human abdominal aorta under simulated exercise and postprandial conditions.
- [22] Scotti CM, Shkolnik AD, Muluk SC, Finol EA.: Fluid structure interaction in abdominal aortic aneurysms effects of asymmetry and wall thickness.
- [23] Wang DH, Makaroun M, Webster MW, Vorp DA.: Mechanical properties and microstructure of intraluminal thrombus from abdominal aortic aneurysm. *J Biomech Eng.* 2001 Dec;123(6):536-9.
- [24] M. Xenos, S. H. Rambhia, Y. Alemu, S. Einav, N. Labropoulos, A. Tassiopoulos, J. J. Ricotta y D. Bluestein. Patient Based Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Prediction with Fluid Structure Interaction Modeling. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No.11, Noviembre 2010.
- [25] T.C. Gasser, M. Auer, F. Labruto, J. Swedenborg y J. Roy. Biomechanical Rupture Risk Assessment of Abdominal Aortic Aneurysms: Model Complexity versus Predictability of Finite Element Simulations. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* (2010) 40, Pág: 176-185
- [26] www.pubmed.org
- [27] www.wikipedia.org